

# **Aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie**

**Direktor:  
Prof. Dr. med. A. H. Mahnken**

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Titel der Dissertation:

## **Röntgenuntersuchungen von Frühgeborenen in modernen Inkubatoren**

Eine dosimetrische und qualitative Evaluation

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten  
Humanmedizin.

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von  
Thilo Gerhards, geboren in Lahnstein,

Koblenz in 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität

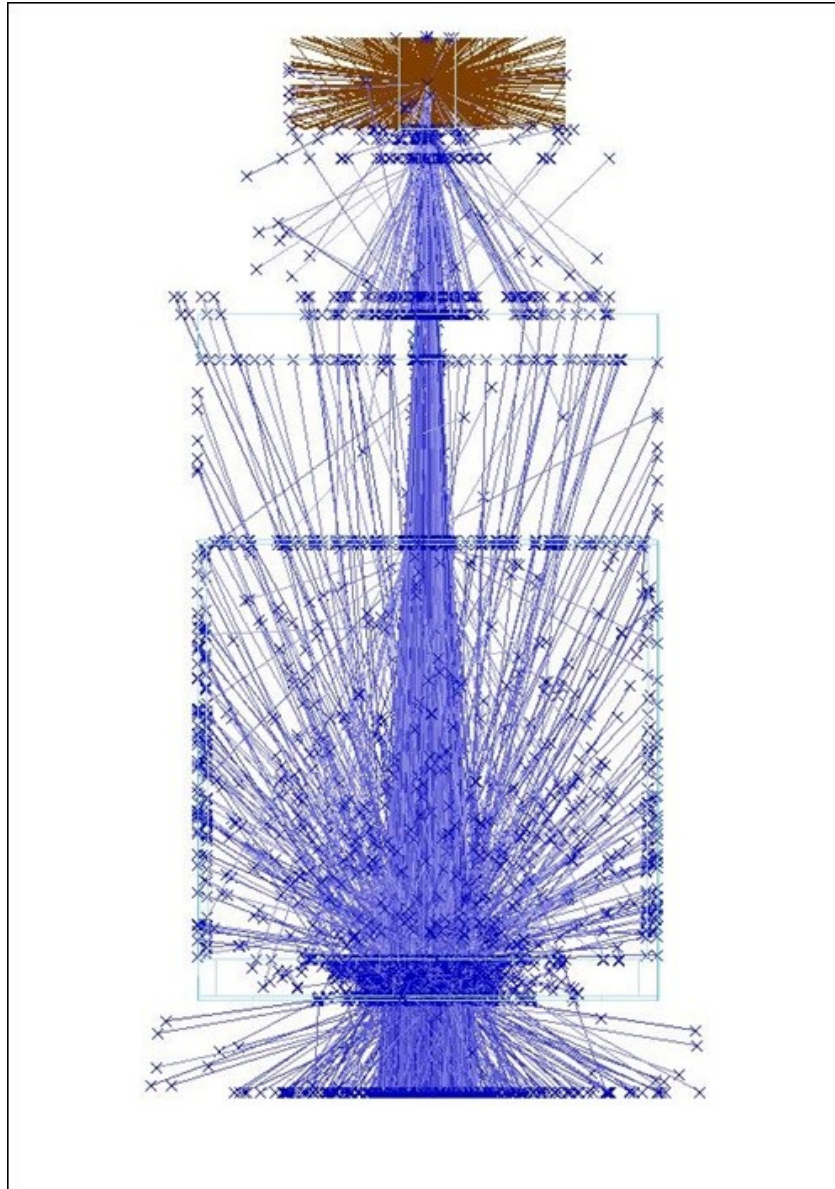
Marburg am: 20.09.2016

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Volker Klingmüller

1. Korreferent: Prof. Dr. Michael Zemlin



Visualisierung von Röntgenquanten bei einer Röntgenaufnahme im Inkubator  
im Rahmen einer Monte-Carlo-Simulation.

## Abstract

Advancing therapeutic measurements in current neonatal intensive care units have pushed the limits of premature birth weight to less than 1500g and 22 weeks of gestation. Due to their immature immune system and organs these patients have a high susceptibility to infections and need an intensive care treatment. This includes frequent X-ray-imaging. As each manipulation provokes unfavorable distress, modern incubators have a X-ray-tray for the imaging plate underneath the mattress to facilitate the handling. From a strictly radiological point of view this situation has some disadvantages due to the layers in the X-ray-beam which influence the dose and imaging quality negatively.

This work investigates the technical and dosimetric circumstances in X-ray-imaging in modern incubators. To assess these information, first dosimetric experiments with a dummy were performed in four different types of incubators. In a second step the dimensions of the incubators were transmitted into a virtual 3D-model and a Monte-Carlo-simulation was performed. The influence of the different layers concerning the imaging quality, defined as the signal-to-noise-ratio, were evaluated and the dosimetric aspects were furthermore explored. The results showed, that posing the imaging plate in the build-in tray causes an average decrease of 49% in the signal-to-noise-ratio compared to the position directly underneath the neonate, mainly influenced by the absorption of the mattress. The use of the tray should therefore be put into question according to the physical constitution of the patients.

# Inhaltsverzeichnis

|            |   |           |
|------------|---|-----------|
| <b>I</b>   | <b>Einleitung</b>   | <b>3</b>  |
| <b>1</b>   | <b>Hintergrund dieser Arbeit</b>                                    | <b>3</b>  |
| 1.1        | Röntgendiagnostik in der Neonatologie . . . . .                     | 3         |
| 1.2        | Inkubatoren in der neonatologischen Intensivmedizin . . . . .       | 4         |
| 1.3        | Ziel und Fragestellung dieser Arbeit . . . . .                      | 4         |
| <b>2</b>   | <b>Röntgen in der Medizin</b>                                       | <b>5</b>  |
| 2.1        | Strahlenabsorption und Bildakquisition . . . . .                    | 6         |
| 2.2        | Bildträger . . . . .  | 7         |
| 2.2.1      | DXS . . . . .   | 7         |
| 2.3        | Dosisbegriffe . . . . .   | 8         |
| 2.3.1      | Gray . . . . .  | 8         |
| 2.3.2      | Dosisflächenprodukt . . . . .                                       | 8         |
| 2.4        | Bildbegriffe . . . . .  | 9         |
| 2.4.1      | Kontrast . . . . .  | 9         |
| 2.4.2      | Rauschen . . . . .  | 10        |
| 2.4.3      | Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Signal to Noise Ratio - SNR) . . . . . | 10        |
| 2.5        | Interaktion von Röntgenstrahlung im Gewebe . . . . .                | 10        |
| 2.6        | Monte-Carlo Simulation . . . . .                                    | 11        |
| <b>II</b>  | <b>Material und Methoden</b>  | <b>12</b> |
| <b>3</b>   | <b>Material</b>   | <b>12</b> |
| 3.1        | Dosimeter . . . . .   | 12        |
| 3.2        | Inkubatoren . . . . .   | 12        |
| 3.3        | Röntgen . . . . .   | 13        |
| 3.4        | Dummy . . . . .   | 13        |
| 3.5        | Software . . . . .  | 13        |
| <b>4</b>   | <b>Methoden</b>   | <b>14</b> |
| 4.1        | Analyse der Inkubatoren . . . . .                                   | 14        |
| 4.1.1      | Strahlengeometrie . . . . .   | 14        |
| 4.1.2      | Dosimetrie . . . . .  | 15        |
| 4.2        | Bildqualität . . . . .  | 15        |
| 4.3        | Monte-Carlo-Simulation . . . . .                                    | 17        |
| <b>III</b> | <b>Ergebnisse</b>   | <b>19</b> |

|           |                                       |           |
|-----------|---------------------------------------|-----------|
| <b>5</b>  | <b>Strahlengeometrie</b>              | <b>19</b> |
| <b>6</b>  | <b>Strahlendosimetrie</b>             | <b>21</b> |
| 6.1       | Dosimeter und Einstellungen . . . . . | 21        |
| 6.2       | Inkubatorvergleich . . . . .          | 23        |
| <b>7</b>  | <b>Bildqualität</b>                   | <b>29</b> |
| <b>8</b>  | <b>Monte-Carlo-Simulation</b>         | <b>32</b> |
| <b>IV</b> | <b>Diskussion</b>                     | <b>40</b> |
| <b>V</b>  | <b>Zusammenfassung</b>                | <b>45</b> |
| <b>VI</b> | <b>Verzeichnisse und Anhang</b>       | <b>47</b> |

## Teil I

# Einleitung

## 1 Hintergrund dieser Arbeit

### 1.1 Röntgendiagnostik in der Neonatologie

Fortschritte der Neugeborenenversorgung und besonders der Frühgeborenenversorgung haben die Überlebensgrenze verschoben. Zurzeit gelten 22 Schwangerschaftswochen (SSW) als die absolute Untergrenze. Dies bedeutet in Bezug auf die normale Schwangerschaftsdauer von 40 SSW fast eine Halbierung der Schwangerschaftszeit. Ein derart niedriges Lebensalter ist jedoch auch mit einem vielfach höheren Mortalitätsrisiko behaftet.

In der Diagnostik und Therapie dieser Frühgeborenen hat die Röntgendiagnostik einen hohen Stellenwert. [1][2] Die Kombination aus nicht-invasiver und aussagekräftiger Diagnostik hat zur Folge, dass die Röntgendiagnostik bei den jungen Patienten eine häufige Anwendung findet. Aufgrund der hohen Morbidität besonders der extrem unreifen Frühgeborenen sind bei diesen Patienten oft Röntgenaufnahmen indiziert, die summiert zu einer nicht zu vernachlässigenden Strahlenexposition führen. Zwar konnte gezeigt werden, dass innerhalb der letzten Jahrzehnte die Untersuchungshäufigkeit von Röntgenaufnahmen und die applizierte Dosis bedingt durch die Entwicklung von alternativen bildgebenden Verfahren, strengerer Indikationsstellungen und technischen Voraussetzungen gering abgenommen hat, jedoch die konventionellen Thorax- und Abdomenaufnahmen insbesondere bei Frühgeborenen nach wie vor eine diagnostische Schlüsselposition einnehmen und häufig angewendet werden. [3][4] Eine retrospektive Studie in einer Neugeborenenintensivstation zeigte, dass bei einem Altersdurchschnitt von 30,1 Schwangerschaftswochen und einem mittleren Geburtsgewicht von 1250g im Durchschnitt 10,6 Röntgenaufnahmen pro Kind angefertigt werden. Etwa 7% der Frühgeborenen erhielten innerhalb dieses Kollektivs jedoch bis zu 30 Röntgenaufnahmen. Die Studie zeigte außerdem, dass je früher ein Kind geboren wird, desto höher ist die durchschnittliche Anzahl an Röntgenaufnahmen und damit einhergehend die Strahlenbelastung. [5] Eine Analyse der Röntgendiagnostik in der Neonatologie, insbesondere der Strahlengeometrie und Dosimetrie ist aus diesem Grunde besonders wertvoll, um zu überprüfen, ob das radiologische Prinzip ALARA- As Low As Reasonable Achievable der diskutierten erhöhten Strahlensensibilität von Frühgeborenen gerecht wird. [6][7][8][9]

## 1.2 Inkubatoren in der neonatologischen Intensivmedizin

Neu- und Frühgeborene werden überwiegend in Inkubatoren behandelt. Da alle äußeren Einflüsse für das Frühgeborene besonderen Stress und körperliche Belastung bedeuten, kommen spezielle Behandlungsstrategien zum Einsatz. Eine wichtige Position nimmt dabei die so genannte *Minimal-Handling-Strategie* ein. [10] Diese besagt, dass die Neugeborenen nur so viel körperlichem Stress ausgesetzt werden sollten, wie es unbedingt medizinisch notwendig ist. Eine Untersuchung an Neu-/Frühgeborenen sollte also nur dann durchgeführt werden, wenn man sich einen Behandlungsvorteil davon erhoffen kann. Dieses Prinzip hat auch Auswirkungen auf die Röntgendiagnostik. So wird bei einer Röntgenaufnahme von Neugeborenen im Inkubator die Röntgenröhre oberhalb des Inkubatordeckels positioniert und die Röntgenkassette mit integriertem Bildempfänger, einer digitalen röntgensensiblen Speicherfolie, in einer Schublade im Inkubatorboden in Position gebracht. Dieses Verfahren hat den Vorteil, dass Röntgenaufnahmen mit minimaler Beeinträchtigung der Neugeborenen durchgeführt werden können. Als Folge müssen die Röntgenstrahlen bis zum Bildempfänger durch mehrere Schichten des Inkubators. Zusätzlich kommt es zu einer geometrischen Vergrößerung der abzubildenden Strukturen. Die Untersuchungssituation ist aus neonatologischer Sicht zwar günstig, aus radiologischer Sicht aber sehr ungünstig.

## 1.3 Ziel und Fragestellung dieser Arbeit

Der Kliniker hat den Wunsch, dass seine z.T. sehr kleinen Patienten bei der Durchführung einer Röntgenaufnahme möglichst wenig manipuliert werden und das Gebot des *Minimal-Handling* eingehalten wird; eine Röntgenaufnahme, bei der die Kassette in der Schublade des Inkubators platziert wird, käme seinem Wunsch sehr weit entgegen. Der Kinderradiologe ist bestrebt, die Exposition des Patienten möglichst gering zu halten und dennoch eine aussagekräftige Aufnahme zu erhalten, um klinische Fragestellung mit ausreichender diagnostischer Sicherheit beantworten zu können; es wird angenommen, dass die Strahlenexposition von Frühgeborenen durch eine Röntgenaufnahme erhöht wird, bei welcher die Kassette in der Schublade des Inkubators platziert ist und dass es zudem zu einer Beeinträchtigung der Bildqualität kommt. Daraus ergeben sich folgende Fragen: Wie ist die Aufnahmegeometrie der Inkubatoren? Welchen Einfluss hat die Aufnahmegeometrie auf die Exposition des Patienten und welchen Einfluss hat sie auf die Bildqualität? Überwiegen die Vorteile bei Verwendung der Schublade unterhalb der Patienten in unterschiedlichen Aufnahmesituationen (ALARA-Prinzip)?



## 2 Röntgen in der Medizin

Wilhelm Conrad Röntgen berichtete 1896 in seiner Arbeit „Eine neue Art von Strahlen“ das erste Mal über ein Leuchten an einem mit Metall überzogenem Pappschild. Es war eine bahnbrechende Entdeckung. In seinem Laboratorium in Würzburg hatte er die erste Röntgenröhre gebaut, und beschrieb sie folgendermaßen:

"Wenn die Entladung einer ziemlich großen Induktionspule durch eine hinreichend evakuierte ... Röhre geschickt wird, welche ... mit dünnem schwarzen Karton, einigermaßen dicht schließend, bedeckt ist,... beobachtet man bei jeder Entladung eine Erleuchtung eines mit Bariumplatinzianür bestrichenen Pappschildes...." [11]

Wenig später gelang es Wilhelm Conrad Röntgen, das erste Röntgenbild zu erstellen, welches die linke Hand seiner Frau abbildete.

Eine moderne Röntgenröhre funktioniert nach dem von Wilhelm Conrad Röntgen vor 100 Jahren beschriebenen Prinzip.

Bei einem Röntgenapparat können die Parameter Schaltzeit, Spannung (kV) und Stromstärke (mAs) exakt eingestellt werden. Der Röntgenstrahl entsteht durch den Beschuss einer metallischen Oberfläche mit Elektronen. Röntgenstrahlung ist eine elektromagnetische Strahlung im Wellenlängenbereich zwischen 0,01 und 10 Nanometer. Sie liegt zwischen der UV-Strahlung im langwelligeren und der Gamma-Strahlung im kurzwelligeren Bereich. Röntgenstrahlung entsteht bei zwei unterschiedlichen Prozessen:

### 1. Bremsstrahlung oder Kontinuumstrahlung

Bremsstrahlung entsteht bei Abbremsung der beschleunigten Elektronen. Sie treten in Interaktion mit den schweren Atomen (z. B. Wolfram) der Anode. Dabei entsteht Wärme und Röntgenstrahlung. Der Prozess der Abbremsung kann einstufig und mehrstufig sein, sodass sich ein Spektrum aus weicherer und härterer Röntgenstrahlung ergibt.

### 2. Charakteristische Strahlung

Diese wird erzeugt, wenn ein freies Elektron mit einem atomar gebundenen Elektron in einer inneren Schale zusammentrifft und dieses heraus schleudern kann. Dieser Platz wird von einem atomaren Elektron aus einer äußeren Schale aufgefüllt. Die dabei freiwerdende Energie wird charakteristische Röntgenstrahlung genannt. Die Wellenlängen bzw. Frequenzen dieser Spektrallinien hängen von der Ordnungszahl des Anodenmaterials ab.

Nur etwa 1% der beschleunigten Elektronen setzen ihre Energie in Röntgenstrahlung, Photonen mit einer Energie von 100eV - 250 keV, um. Die restliche Energie geht dabei in Form von Wärme verloren. Die Röntgenstrahlung tritt als Nutzstrahlung oder Primärstrahlung durch ein Berylliumfenster aus der Röntgenröhre aus, sodass bereits eine Vorfilterung, die sogenannte Eigenfilterung der Röhre stattfindet. [12] [13] [14]

## 2.1 Strahlenabsorption und Bildakquisition

Bei der Entstehung der Röntgenaufnahme kommt es zu einer ortsabhängigen Absorption der Röntgenstrahlen. Die Absorption ist im Wesentlichen abhängig von der Dicke des durchleuchteten Objekts, der Dichte der einzelnen Strukturen und der Energie der Röntgenstrahlen. Die ortsabhängige Verteilung der einfallenden Röntgenstrahlen wird von einem Röntgendetektor wie z.B. einem Röntgenfilm bzw. heutzutage einer digitalen Speicherfolien erfasst.

### 1. Geometrische Faktoren:

Durch die Fokussierung des Elektronenstrahls auf einen Brennfleck auf der Anode kommt es zu einer fast punktförmigen Röntgenstrahlenquelle. Durch ein Berylliumfenster vorgefiltert, tritt die Strahlung als kegelförmiges Nutzstrahlenbündel aus der Röntgenröhre aus. Mit zunehmendem Abstand zum Fokus (r) erhöht sich die Divergenz der Strahlung und es kommt zu einer Abnahme der Strahlenintensität (I), die durch das Abstandsgesetz beschrieben wird:

$$I \sim \frac{1}{r^2}$$

Der Fokus-Objekt-Film-Abstand spielt durch die kegelförmige Strahlenausbreitung eine wichtige Rolle bei der Abbildung des durchleuchteten Objektes auf dem Röntgenfilm. Objekte, die sich näher an der Strahlenquelle befinden, werden größer dargestellt als solche, die sich näher am Röntgendetektor befinden. Mit zunehmendem Abstand vom Zentralstrahl kommt es zusätzlich zu einer sogenannten Verzeichnung. Bei Entfernungsmessungen auf Röntgenbildern müssen diese Faktoren berücksichtigt werden. Einen Anhaltspunkt zur Berechnung der Vergrößerung bietet das Verhältnis aus Fokus-Film-Abstand (FFA) zu Fokus-Objekt- Abstand (FOA):

$$\text{Vergrößerungsfaktor (M)} = \frac{FFA}{FOA}$$

### 2. Streustrahlung/Sekundärstrahlung:

Sie entsteht, wenn Röntgenquanten von den Hüllelektronen abgelenkt wer-

den. Diese abgelenkten Photonen erzeugen eine unspezifische Filmschwärzung und es kommt zu einer Unschärfe und Kontrastreduktion des Bildes mit konsekutiver Abschwächung von Konturen durchleuchteter Objekte. Eine charakteristische Größe dafür ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Dabei ist auf einem Bild das Signal als Abbildung eines Objekts durch Verschattung und Kontur und als Rauschen die allgemeine Bildschwärzung definiert. Je höher das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, desto besser ist die Auflösung oder Detektorkennbarkeit in einem Bild. Bei der Untersuchung von Erwachsenen werden Streustrahlenraster eingesetzt, die weitgehend nur die gerichtete Primärstrahlung durchlassen. Streustrahlenraster absorbieren aber auch einen wesentlichen Anteil der gerichteten Strahlung, sodass die Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses und somit auch die Bildqualität mit einer erhöhten Exposition des Patienten erkauft wird. Eine weitere relevante Maßnahme zur Reduktion der Streustrahlung ist die richtige bzw. fragestellungsabhängige Einblendung des Feldes. [14][15][16]

## 2.2 Bildträger

Im Zeitalter der digitalen Bildverarbeitung rücken die konventionellen Röntgenfilme immer weiter in den Hintergrund zu Gunsten von Verstärkerfolien und der computergestützten Auslesung von Röntgenbildern. Dies hat u.a. die Vorteile, dass Fehler bei der Filmentwicklung eliminiert werden und durch entsprechende Bildverarbeitungsprogramme Kontraste in den Bildern automatisch für eine optimale Wahrnehmung durch das menschliche Auge angepasst werden können. Durch die Entwicklung von röntgensensiblen Verstärkerfolien konnte außerdem die Strahlenbelastung der Patienten effizient reduziert werden. Das DXS-System stellt dabei eine Weiterentwicklung der konventionellen Verstärkerfolien dar. [17]

### 2.2.1 DXS

Das *DXS*-System (Agfa, Belgien) ist ein modernes digitales Röntgensystem mit der Möglichkeit, die Bilder in entsprechenden Rechneinheiten direkt auf den Stationen auszulesen. Als Detektor dient ein digitales Speicherfoliensystem mit strukturierten Nadelkristallen. Hierbei wird die eintreffende Röntgenstrahlung auf der Speicherfolie innerhalb einer Leuchtstoffschicht vorübergehend gespeichert, indem röntgensensible Dotierungsatome auf ein höheres energetisches Niveau angeregt werden. Bei der späteren Auslesung wird diese Energie durch eine fokussierte Laserstimulation in einem besser detektierbaren Lichtimpuls freigesetzt. Dieser wird von Photodetektoren wahrgenommen, aufgezeichnet und in eine digitale Bildinformation umgewandelt. Da der Lichtimpuls sich dreidimen-

sional ausbreitet, ist dieser Prozess u.a. für einen Teil des Bildrauschens verantwortlich. Bei dem von uns verwendeten *DXS*-System besteht dabei die Leuchtstoffschicht aus röntgenempfindlichen Kristallen, die wie dicht nebeneinander aufgestellte Nadeln angeordnet sind. Dies hat im Vergleich zu den normalen Speicherfoliensystemen mit einer homogenen Leuchtstoffschicht den Vorteil einer höheren Röntgenempfindlichkeit und höheren Ortsauflösung. Als Folge kann bei dem *DXS*-System bei gleichbleibender Bildqualität die Röntgendosis reduziert werden. Dies ist insbesondere bei strahlensensiblen jungen Patienten wie Neu-/Frühgeborenen relevant. [18]

## 2.3 Dosisbegriffe

Dosismessungen sind wichtig, um die Strahlenexposition für das Gewebe einschätzen zu können und Strahlenschäden vorzubeugen. Die Strahlung wird dabei durch Dosisbegriffe unter verschiedenen Gesichtspunkten charakterisiert. Im Folgenden sollen Dosisbegriffe erläutert werden, die Wechselwirkungen von Objekten im Strahlengang mit ionisierender Strahlung beschreiben und sich nicht auf die Qualität der Radioaktivität (wie z.B. Aktivität oder Zerfallskonstante) beziehen. [19][20]

### 2.3.1 Gray

Die Einheit *Gray*,  $1Gy = 1 \frac{Joule(\Delta E)}{kg(\Delta m)}$  beschreibt, wie viel Energie in Joule (J) durch ionisierende Strahlung auf einen Körper übertragen wird. Sie wird auch als Energiedosis bezeichnet. Sie kann ermittelt werden, indem man den Intensitätsverlust der Strahlung auf der Körpereintrittsfläche und der Körperaustrittsfläche  $\Delta E$  misst und sie in Relation zu dem durchstrahlten Körper setzt  $\Delta m$ .

### 2.3.2 Dosisflächenprodukt

Das Dosisflächenprodukt beschreibt die Strahlenintensität auf einer exponierten Fläche (Dosis x Fläche). Mit dieser Größe lässt sich die Strahlenexposition des Patienten abschätzen und vergleichen (z.B. mit den Diagnostischen Referenzwerten des Bundesamt für Strahlenschutz - siehe Anhang). Sie wird nach dem Austritt aus der Röntgenröhre und nach der Filterung z.B. in einer Dosisflächenproduktmesskammer im Strahlengang gemessen. Im Abstand des Quadrates verringert sich die Dosis bei entsprechender Vergrößerung der Fläche, daher ist sie eine vom Abstand unabhängige Größe. Die Strahlungsabsorption durch Luft bis zur Patientenoberfläche wird dabei vernachlässigt. Die Einheit lautet z.B. *Gray\*cm<sup>2</sup>*. Um unnötige und ungerechtfertigte Strahlenexpositionen zu vermeiden, hat das Bundesamt für Strahlenschutz im Jahr 2003 erstmalig und in 2010 aktualisierte diagnostische Referenzwerte für verschiedene Untersuchungsarten

herausgegeben. Für Thoraxaufnahmen von Frühgeborene liegt der Referenzwert bei  $0,3 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  und für Neugeborene bei  $0,5 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ .

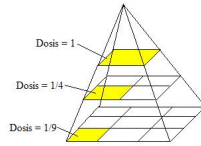


Abbildung 1: Dosisflächenprodukt

## 2.4 Bildbegriffe

### 2.4.1 Kontrast

Kontrast bezeichnet den Intensitätsunterschied zwischen zwei Objekten. Ist der Kontrast groß genug und liegt er oberhalb des Bildrauschens, so lassen sich zwei Konturen voneinander unterscheiden. Bei der radiologischen Bildgebung entsteht der Kontrast durch unterschiedlich starke Absorption der Röntgenstrahlung. Ein Kontrast von eins wird erreicht, wenn ein Körper die Primärstrahlung vollständig absorbiert ( $I_2$ ) und die Röntgenstrahlung in seiner Umgebung keine Schwächung erfährt ( $I_1$ ). Die Streustrahlung erhöht das Grundrauschen und reduziert damit den Kontrast. Vereinfacht lässt sich der Kontrast folgendermaßen beschreiben:

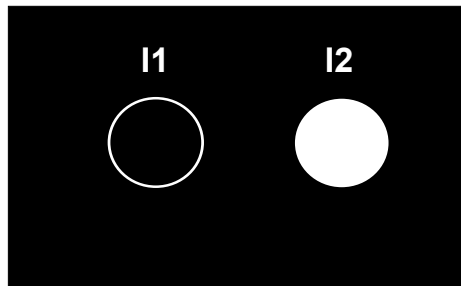


Abbildung 2: Vergleich von Kontrasten

$$Kontrast = \frac{I_1 - I_2}{I_1}$$

$I_1$  entspricht dabei der Hintergrundexposition und  $I_2$  einer gleich großen Fläche hinter dem schattengebenden Objekt. Der Mittelwert der Grauwerte der jeweiligen Fläche entspricht dann  $I_1$  oder respektive  $I_2$ . [21]

### 2.4.2 Rauschen

Das Bildrauschen reduziert die Bildqualität, da bei hohem Bildrauschen geringe Kontraste nicht mehr wahrgenommen werden können. Neben der Streustrahlung kann jeder Bestandteil eines Röntgensystems bis zum endgültigen Röntgenbild zum Bildrauschen beitragen. Störsignale im Rahmen der digitalen Prozessierung sind dabei ein wesentlicher Faktor.

### 2.4.3 Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Signal to Noise Ratio - SNR)

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis beschreibt die Relation zwischen einem Nutzsingnal und dem Bildrauschen. Das Ziel in der medizinischen Bildgebung ist eine möglichst genaue Darstellung eines durchleuchteten Objektes auf dem Bilddektektor. Dies kann durch einen hohen Anteil an Nutzsingnal erreicht werden. Das Rauschen entspricht der Verunreinigung dieses Nutzsingnals und entsteht z.B. durch ungerichtete Streustrahlung oder auch bei der Prozessierung des Nutzsingnals. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist dabei ein Maß für die Qualität bildgebender Verfahren und ist vereinfacht wie folgt definiert:

$$SNR = \frac{Nutzsignal}{Rauschsignal}$$

Das Nutzsingnal entspricht der Differenz aus der Intensität des Signals  $S_1$  zum Rauschen  $S_2$ . Das Bildrauschen wird durch verschiedenste Prozesse beeinflusst. Neben der Streustrahlung trägt das Quantenrauschen einen wesentlichen Teil zum Bildrauschen bei. Bei dem Auslesen der Leuchtstoffschicht auf den Speicherfolien werden nach der Laserstimulation Lichtquanten (Photonen) emittiert, die in alle Richtungen austreten können. Der Photodetektor registriert eine Normalverteilung (gaußsche Verteilung) der emittierten Photonen, mit höchster Dektionsdichte im laserstimulierten Areal. Da die emittierten Photonen jedoch auch in benachbarten Arealen detektiert werden, ist die Ortsauflösung limitiert. Der Einfluss dieses Effektes auf die Bildschärfe wird als Quantenrauschen (Q) bezeichnet und über die Standardabweichung des Signals definiert. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis berechnet sich folgendermaßen: [22]

$$SNR = \frac{S_1 - S_2}{\sqrt{Q^2(S_1) + Q^2(S_2)}}$$

## 2.5 Interaktion von Röntgenstrahlung im Gewebe

Röntgenstrahlung als energiereiche ionisierende Strahlung kann beim Durchdringen von Gewebe direkte und indirekte Schäden verursachen. Welche Art von Schäden im Vordergrund stehen, ist abhängig von der Wellenlänge und damit vom Energiegehalt der Strahlung. Weiche Strahlung hat eine niedrigere

Durchdringungsfähigkeit als harte Röntgenstrahlung, sodass ein größerer Anteil vom Gewebe absorbiert wird. Je weicher die Strahlung, desto potentiell größer ist auch die Schädigung im Gewebe. [23] Im klinischen Alltag muss die Strahlenqualität, beeinflusst durch die verwendete Stromstärke, angelegte Spannung und Filter, mit einer geeigneten Geräteeinstellung an das Untersuchungsgebiet und an die Patientenkonstitution angepasst werden.

## **2.6 Monte-Carlo Simulation**

Die Monte-Carlo Simulation ist eine mathematische Methode aus dem Bereich der Stochastik und ist nach dem Land Monte-Carlo, das unter anderem durch sein Casino und das Glücksspiel bekannt ist, benannt. Entwickelt wurde sie bereits im Jahr 1713 von dem schweizer Mathematiker Jakob Bernoulli. Die mathematische Simulation dient vor allem dazu, rechnerisch hochkomplexe Fragestellungen zu lösen. Hierzu geht man davon aus, dass je öfter ein Versuch mit gleichen Ausgangswerten durchgeführt wird, umso genauer liegt der Mittelwert aller Ergebnisse am tatsächlichen Wert. Nimmt man eine sehr große Anzahl an Versuchen, so erhält man einen repräsentativen Wert, welcher sehr nah an dem tatsächlichen Wert liegt. Bei der Simulation von Röntgenstrahlung entspricht dabei jedes aus der Kathode gelöste Elektron einem Versuch. [15][24]

## Teil II

# Material und Methoden

## 3 Material

### 3.1 Dosimeter

Für die Dosismessungen wurde das Dosimeter *Diados* (PTW Freiburg, Deutschland) mit Halbleiterdetektoren eingesetzt. Im Vergleich mit z.B. Gaskammerdetektoren benötigen Halbleiterdetektoren aufgrund ihres Aufbaus nur sehr geringe einfallende Strahlenintensitäten. Bereits durch wenige hochenergetische Photonen wird eine messbare elektrische Spannung induziert. Mit dem zugehörigen Halbleiterdetektor für den Messbereich von 40-150 kV lassen sich laut Herstellerangaben Röntgenstrahlen noch bis zu einem Nano-Gray nachweisen, bei einer durchschnittlichen Messgenauigkeit von 3% ( maximal 5%) . [25]

Als weiteres Dosimeter wurde zu Beginn der Testreihen das “patient skin dosimeter“ von *Unfors* (Ulm, Deutschland) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Halbleiterdosimeter, welches primär zur dosimetrischen Patientenüberwachung bei strahlungsintensiven Untersuchungen verwendet wird. Die Messungenauigkeit wird vom Hersteller mit  $\pm 5\%$  bei Messungen im Bereich von 50-150kV angegeben.

### 3.2 Inkubatoren

Für die Untersuchungen und Messungen standen uns folgende Inkubatormodelle in handelsüblicher Ausführung zur Verfügung, welche im weiteren Verlauf nur noch mit dem jeweiligen Namen erwähnt werden:

1. *Caleo* (Firma *Dräger*, *Lübeck*)
2. *Airshields Isolette 2000l* (*Dräger*, *Lübeck*)
3. *Vita Thermocare* (*Weyer*, *Kürten*)
4. *Giraffe Omnibed* (*General Electrics*, *Freiburg*)
5. *Giraffe Inkubator* (*General Electrics*, *Freiburg*)

Die Inkubatoren *Omnibed* und *Inkubator* der Firma *Giraffe* (*General Electrics*) unterschieden sich im strahlenrelevanten Aufbau hauptsächlich durch einen schrägen Kunststoffdeckel beim *Inkubator*, während beim *Omnibed* ein horizontaler, flacher Deckel verbaut ist.



Bei zentrierter Ausrichtung des Brennstrahls ließen sich in Bezug auf die Höhen- und Seitenabmessungen keine Größenunterschiede feststellen, weshalb im weiteren Verlauf die Versuche auf das *Omnibed* beschränkt wurden.

### 3.3 Röntgen

Für die Messungen mit Röntgenstrahlung wurden die mobile Röntgenanlage *Mobilett II (Siemens)* sowie die stationäre Anlage *Axiom Iconos R200 (Siemens)* eingesetzt. Um den speziellen Anforderungen in der Kinderradiologie gerecht zu werden, wurde bei allen Versuchen eine pädiatrischer Strahlenfilter aus 0,2mm Kupfer und 1mm Aluminium, ein sogenannter Kinderfilter, eingesetzt. Die Eigenfilterung der Röntgenröhre betrug 2,5mm Aluminium. Für die Abbildung wurde das System *DXS* von *Agfa* verwendet. Der Auslesemodus der Speicherfolien entsprach der Sensibilitätsstufe 800 (Agfa: speed class 800). Die röntgenempfindlichen Speicherfolien sind wie üblich auch bei diesem System von einem Plastikgehäuse geschützt, der sogenannten Kassette. Die Geräteeinstellung variierte von 1,1-2,5mAs bei 66kV.

### 3.4 Dummy

Für die Untersuchungen zur Bildqualität wurde ein Dummy verwendet, bestehend aus einem wassergefülltem PVC-Behälter mit eingeschlossenen Körpern unterschiedlicher Dichte. Diese waren am Boden verankert und bestanden im Einzelnen aus:

1. Einer Münze (1 Euro-Cent, Stahl mit Kupfer-Ummantelung (94,35% Fe, 5,65% Cu), Durchmesser 16,25mm, Höhe 1,67mm, Dichte ( $\rho$ )=6,6g/cm<sup>3</sup>)
2. Einem massivem PVC-Block (Höhe 1cm,  $\rho$ =1380kg/m<sup>3</sup>)
3. Ein untergetauchter luftgefüllter Plastikbehälter (Höhe 3cm,  $\rho$ =1,204kg/m<sup>3</sup>)
4. Sowie als ebenfalls schattengebendes Medium variierend hohe Wassersäulen ( $\rho$ =998kg/m<sup>3</sup>)

### 3.5 Software

Zum besseren Vergleich wurde mithilfe des freien Vektorzeichenprogramms *Inkscape (V. 0.46, GNU General Public License)* eine maßstabsgetreue Darstellung der Inkubatoren erstellt. Zur Betrachtung und Auswertung der Dicom-Bilddateien, einem Standardspeicherformat von Röntgenbildern, wurde die freie Bildbearbeitungssoftware *ImageJ (V. 1.41, Public Domain License)* verwendet. Für die Monte-Carlo Simulation wurden die freien Softwaremodule *BEAMnrc*

für die Bestimmung des Spektrums (*V4 2.3.2, National Research Council of Canada*) und *EGSnrc* für die Konstruktion der Inkubatormodelle sowie für die Simulation der Strahlengänge verwendet (*V4 2.3.2, National Research Council of Canada*).

## 4 Methoden

### Überblick

Der Methodenteil gliedert sich in drei Abschnitte. Der erste Abschnitt bezieht sich auf die Untersuchung der Inkubatoren in Bezug auf ihre Strahlenabsorption und die Vor- bzw. Nachteile des jeweiligen Aufbaus und der Abstände. Der zweite Abschnitt beinhaltet den Versuchsaufbau zur Bestimmung der Bildqualität in unterschiedlichen Aufnahmegeometrien. Im dritten Abschnitt wird die Monte-Carlo-Simulation beschrieben.

### 4.1 Analyse der Inkubatoren

#### 4.1.1 Strahlengeometrie

Die Inkubatoren wurden vermessen, wobei die Dicke der unterschiedlichen Inkubatorschichten mittels einer Schublehre und die Abstände im Zentralstrahl (siehe folgende Auflistung) mit Hilfe eines in der Röntgenröhre integrierten Metermaßes mit Eichung auf den Anodenbrennpunkt bei einem Meter Fokus-Film-Abstand (FFA) bestimmt wurden:

1. Fokus (Strahlenaustrittsstelle im Inneren der Röntgenanlage) zum Inkubatordeckel / Abdeckplatte
2. Dicke des Inkubatordeckels
3. Distanz zwischen der Abdeckplatte zur Matratzenoberfläche
4. Matratzendicke
5. Dicke der Inkubatorbodenplatte
6. Distanz zwischen Bodenplatte und Bildempfängerebene

Bei dem Inkubator *Caleo* ist noch ein weiterer Kunststoffdeckel als zusätzliche Wärmeisolierung angebracht, dessen Dicke und Abstand zum Fokus ebenfalls gemessen wurde.

#### 4.1.2 Dosimetrie

Die Dosismessungen erfolgten im Zentralstrahl. Für jede Messung wurden drei Messwerte gemittelt. An folgenden Punkten wurde die Dosis bestimmt:

1. Auf dem Inkubatordeckel
2. Unter dem Inkubatordeckel
3. Auf der Matratze
4. Unterhalb der Matratze
5. Auf der Bildempfängerebene

Bei dem Inkubator *Caleo* wurde bei dieser Fragestellung zusätzlich die Absorption durch die abnehmbare Wärmeschutzhaube bestimmt. Weitere Dosismessungen erfolgten mit einem befüllbaren Wasserdummy mit unterschiedlichen Wasserhöhen (jeweils mit 3; 4,5; 6; 7,5; und 9cm) entsprechend unterschiedlichen Körperdicken beziehungsweise unterschiedlichen Reifestadien von Früh- bis reifen Neugeborenen. An den folgenden Messpunkten wurde dabei die Dosis bestimmt:

1. Auf dem Dummy
2. Unterhalb des Dummys
3. Unterhalb der Matratze
4. Auf der Filmebene

#### 4.2 Bildqualität

Für diesen Teil der Arbeit wurde der oben beschriebene Dummy mit enthaltenen kontrastgebenden Materialien (s. Kapitel 3.4) weiterverwendet. Zuerst wurden die seitens der Ausleseinheit vorgegebenen drei unterschiedlichen Nachbearbeitungsalgorithmen bei 66kV und 1,6mAs miteinander verglichen:

1. *Dicom for Processing*, ein Bild-Rohformat ohne nachgeschaltete Bildbearbeitung
2. *Dicom for Tech-Presentation*, entsprechend einer geringen Softwarenachbearbeitung für einen besseren visuellen Eindruck
3. *Musica* (Multi-Scale-Image-Contrast-Amplification), Dicom-Bilder mit Softwarenachbearbeitung zur Ansicht auf Bildschirmen und zur Diagnostik

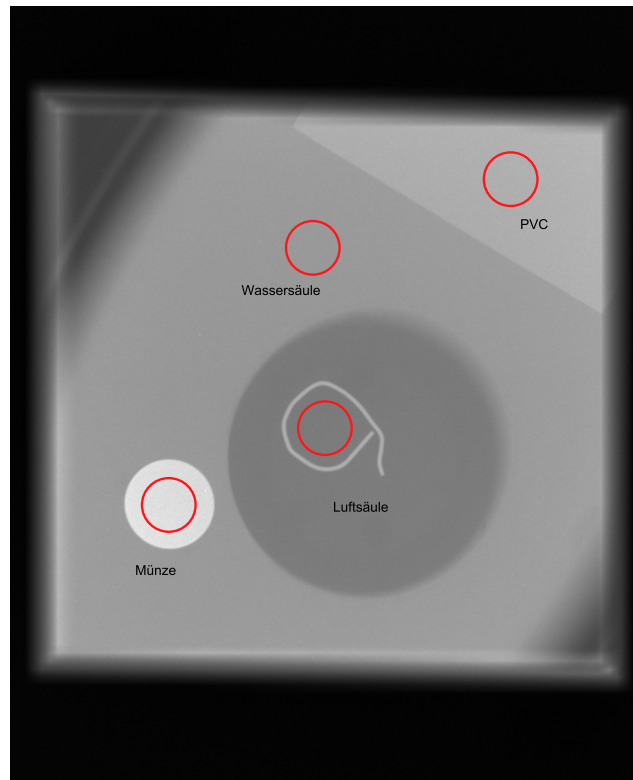


Abbildung 3: Ausschnitt vom Röntgenbild: Dummy mit Objekten

Der Vergleich erfolgte mittels der Software *ImageJ*, indem eine *Region of Interest (ROI)* im Röntgenshatten der schattengebenden Objekte definiert und hiervon der mittlere Grauwert auf einer 16bit - Skala bestimmt wurde.

Das Messfeld betrug 78.600 Pixel und machte einen Großteil der Fläche des Objektschattens aus. Der mittlere Grauwert errechnete sich aus der Summe der Grauwerte pro Pixel in der 16-bit Maske, entsprechend  $2^{16} = 65536$  Graustufen, geteilt durch die Anzahl der Pixel. Zusätzlich wurde durch das Softwareprogramm die Standardabweichung angegeben. Aus den Parametern wurde das Signal-zu-Rauschverhältniss als Relation des Mittelwertes zur Standardabweichung berechnet und der Einfluss der Nachbearbeitung auf die Bildqualität quantifiziert. Im Anschluss wurden die zwei klinisch am häufigsten angewendeten Aufnahmegeometrien (Röntgenkassette in der dafür vorgesehenen Röntgen-schublade und unmittelbar unterhalb des Dummys) verglichen und der Einfluss der Schichten im Strahlengang auf die Bildqualität bestimmt. Für diese Messungen wurden basierend auf den vorab erhobenen Daten das Format *Dicom for Processing* verwendet. Die Messungen erfolgten im Inkubator *Omnibed* bei 60kV, 66kV und 71,5kV bei 1,6mAs .

### 4.3 Monte-Carlo-Simulation

In der Simulation wurden pro Versuch 1.000.000 Photonen (66kV, 1,6mAs) auf ihrem Weg durch die Inkubatoren verfolgt (s. Abb. 4). Die Filterung bestand aus 2,5mm Aluminium Eigenfilterung und einem pädiatrischen Zusatzfilter von 1mm Aluminium sowie 0,2mm Kupfer. Es wurde die Primär- und Sekundärstrahlung berechnet. Zur Differenzierung wurde ein spezielles Streustrahlenraster softwareseitig programmiert, mit dessen Hilfe die auf der Bildempfängerebene eintreffende Strahlung in Primär- und Sekundärstrahlung aufgeschlüsselt werden konnte. Für die Simulation wurden genaue virtuelle Modelle der Inkubatoren mittels des Programms EGSnrc erstellt. Die relative Messungenauigkeit der Simulationsergebnisse lag unter 0,1 Prozent. Die rechenintensive Simulation wurde auf einem Rechencluster durchgeführt und beschränkte sich auf zwei Szenarien: Kassette in der Ebene unterhalb des Dummys sowie Kassette in der Inkubatorschublade. Die Messungen wurden mit unterschiedlichen Dummyhöhen durchgeführt, entsprechend 3, 4,5 und 6cm hohen Wassersäulen.

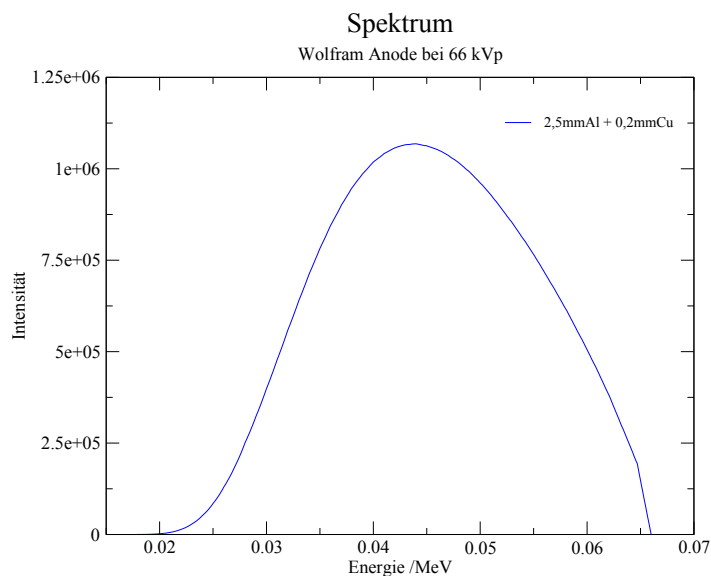


Abbildung 4: Das verwendete Röntgenspektrum (Wolfram anode) und zugehörige Verteilung der Photonen bei 66kV

Als Kriterium für die Bildqualität wurde u. a. das Signal-zu-Rausch-Verhältnis auf der Bildempfängerebene berechnet. Hierzu wurden zwei unterschiedliche Messbereiche mit symmetrischem Abstand zum Zentralstrahl und im Röntgenshatten des Wasserdummys auf dem Bild festgelegt. Diese Messbereiche wurden

definiert als Region null (S0), ohne signalgebendes Objekt im Strahlengang, und Region eins (S1) im Röntgenshatten eines im Wasserdummy angeordneten Kontrastkörpers. Als Kontrastkörper wurde ein 0,3cm dünnes Objekt mit mittleren Dichtewerten in Bezug auf die im Körper vorkommenden Dichtewerte simuliert (entsprechend Spongiosa eines Erwachsenen: 0,5kg/l bzw. 500kg/m<sup>3</sup>). Die Simulation hochkomplexer Organsystemen oder gar eines kompletten Menschen mit seinen unterschiedlichen Dichtewerten war zum Zeitpunkt der Simulation nicht realisierbar.

Innerhalb der Regionen S0 und S1 wurden bei der Simulation die Anzahl der einfallenden Photonen und die einfallende Dosis berechnet. [24]

Es wurde ein virtuelles strahlendurchlässiges Messfeld analog zu dem Aufbau eines Strahlenrasters vor der Bildempfängerebene programmiert. Mittels dieser Konstruktion konnten alle gestreuten Photonen mit einem anderen Einfallswinkel als der Primärstrahl erfasst werden und ihr Einfluss und Anteil an der gesamten Strahlendosis auf der Bildempfängerebene beurteilt werden. Die Signalintensitäten S<sub>0</sub> und S<sub>1</sub> setzten sich aus Anzahl und Energiegehalt der einfallenden Photonen zusammen. Q entsprach dem Quantenrauschen bei Verwendung amorpher Verstärkerfolien. Mit den so gegebenen Parametern konnte das SNR (s. Kapitel 2.4.3) berechnet werden:

$$SNR = \frac{S_0 - S_1}{\sqrt{Q^2(S_1) + Q^2(S_2)}}$$

Die gesamte innerhalb des Dummys verbliebene Dosis wurde erfasst, jedoch ohne explizite Trennung zwischen Primär- und Sekundärstrahlung. Um eine einheitslose Größe mit Berücksichtigung sowohl der Dosis im Dummy sowie der Bildqualität zu bilden, wurden die beiden Werte in Relation gesetzt [22] :

$$\frac{SNR^2}{\text{durchschnittliche Dosis im Phantom}}$$

## Teil III

# Ergebnisse

## 5 Strahlengeometrie



Abbildung 5: Aufnahme des Inkubators *Isolette*

Im Vergleich der verschiedenen Inkubatormodelle fiel vor allem die übereinstimmende Grundform des Quaders auf sowie die Verwendung ähnlicher Baustoffe aus organischen Polymeren (PVC-Derivate). Die Bildgebung wurde in überwiegendem Maße durch die horizontal angeordneten Schichten beeinflusst, die von der Röntgenstrahlung in ihrem Verlauf bis zur Kassette durchdrungen wurden. Die Schichtdicken lagen bei den 5 getesteten Inkubatoren bei vier bis sechs Millimeter. Der Inkubator *Caleo* zeichnete sich durch eine zusätzliche oberhalb des Inkubatordeckels gelegene vier Millimeter dicke Schicht im Strahlengang aus, welche bei Bedarf abgenommen werden konnte und einer zusätzlichen Wärmeisolation dienen sollte.

Zwischen den einzelnen Schichten fanden sich unterschiedliche Abstände. Im Bereich der Inkubatordeckel betrug die größte Differenz zwischen dem recht hohen und großen Inkubator *Caleo* und dem vergleichsweise kompakten Inkubator *Vita* 12,8cm.

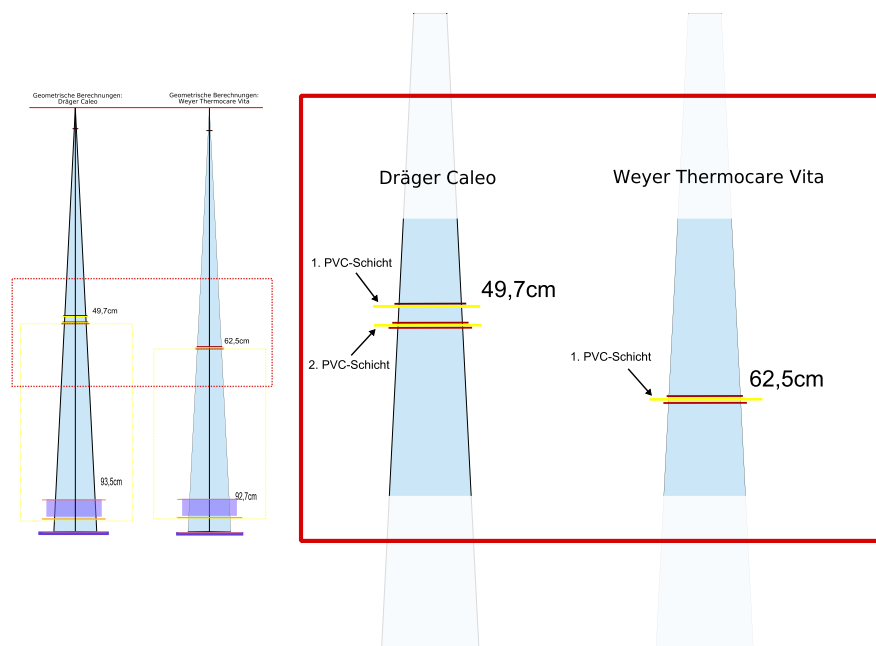


Abbildung 6: *Caleo* und *Vita* im Vergleich

Im Vergleich dazu fanden sich die Inkubatoren *Isolette*, *Omnibed* und *Inkubator* mit 51,2cm, 54,68cm und 54,68cm im Mittelfeld dieser Messreihe wieder.

|                            | <i>Caleo</i> | <i>Isolette</i> | <i>Omnibed</i> | <i>Inkubator</i> | <i>Vita</i> |
|----------------------------|--------------|-----------------|----------------|------------------|-------------|
| Zusätzliche Isolierschicht | 49,7         | -               | -              | -                | -           |
| Deckel                     | 51,1         | 51,2            | 54,68          | 54,68            | 62,4        |
| Bodenplattenoberseite      | 97,5         | 97,6            | 97,5           | 97,5             | 96,2        |
| Bildempfängerebene         | 100          | 100             | 100            | 100              | 100         |

Tabelle 1: Abstände der Schichten ab Fokus (in cm)

In den unteren Schichten verringerten sich diese Unterschiede. Der kleinste Abstand zwischen der Unterseite der Bodenplatte bis zur Bildempfängerebene wurde im Zentralstrahl mit 2,5cm beim *Caleo* und den beiden Inkubatoren von *Giraffe* (*Inkubator* und *Ominbed*) gemessen. Außerdem wurden folgende Abstände ermittelt:



|  | <i>Caleo</i> | <i>Isolette</i> | <i>Omnibed</i> | <i>Inkubator</i> | <i>Vita</i> |
|--|--------------|-----------------|----------------|------------------|-------------|
| Matratzenoberseite bis<br>Bildempfängerebene     | 6,5          | 5,4             | 7,22           | 7,22             | 7,3         |
| Bodenplattenunterseite bis<br>Bildempfängerebene | 2            | 2               | 2,18           | 2,18             | 3,2         |

Tabelle 2: Abstände zwischen unteren Inkubatorschichten und Bildempfängerebene (in cm)

Diese Abstände (siehe Tabelle 2) korrelierten mit dem Vergrößerungsfaktor (siehe Tabelle 3) auf einem Röntgenbild, da gemäß der Divergenz der Strahlung von der Röntgenröhre in Richtung der Filmkassette Objekte mit geringem Abstand zur Strahlenquelle auf Röntgenbildern verhältnismäßig vergrößert erscheinen.

Der Vergrößerungseffekt muss beispielsweise bei Lageüberprüfungen von Kathetern etc. berücksichtigt werden und lässt sich geometrisch berechnen:

| <i>Caleo</i> | <i>Isolette</i> | <i>Omnibed</i> | <i>Inkubator</i> | <i>Vita</i> |
|--------------|-----------------|----------------|------------------|-------------|
| 6,5%         | 5,4%            | 7,22%          | 7,22%            | 7,3%        |

Tabelle 3: Vergrößerung durchleuchteter Strukturen auf der Bildempfängerebene bei einem Meter Film-Fokus-Abstand

Entsprechend der Abstände in Tabelle 2 verursachte der Inkubator *Vita* durch den großen Abstand zur Bildempfängerebene die stärkste Objektvergrößerung. Die beiden Inkubatoren des Herstellers *General Electric* (*Omnibed* und *Inkubator*) wiesen ein identisches Schubladensystem und somit auch eine identische prozentuale Objektvergrößerung auf. Durch den geringen Abstand von 6,2cm von der Matratzenoberseite bis zur Bildempfängerebene ergab sich beim Inkubator *Isolette* nur eine Vergrößerung von 5,4%.

## 6 Strahlendosimetrie

### 6.1 Dosimeter und Einstellungen

Die dosimetrischen Messungen erfolgten zu Beginn der Testreihen mit einer mobilen Röntgeneinheit (*Mobilett II - Siemens*). Diese Röntgeneinheit ist heutzutage weit verbreitet, um insbesondere bewegungseingeschränkte Patienten, z.B. auf Intensivstationen vor Ort untersuchen zu können. Für die Dosisbestimmung wurde ein *Patient-Skin-Dosimeter (Unfors)* eingesetzt, dessen Einsatzgebiet primär das Dosismonitoring bei strahlenintensiven radiologischen Untersuchungen

wie z.B. interventionellen Verfahren (Angiographien / CT-Interventionen) ist. Durch ist. Die Strahlung konnte dabei über zwei fest angeschlossene Halbleiterdetektoren ermittelt werden, die in gleichem Abstand zum Zentralstrahl angeordnet wurden, sodass auf beide die gleiche Strahlendosis hätte auftreffen müssen (s. Tab. 4).

| mAs  | DFP ( $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ ) | Detektor 1 ( $\mu\text{Gy}$ ) | Detektor 2 | Differenz in% |
|------|---|-------------------------------|------------|---------------|
| 2,5  | 0,59                                    | 91,02                         | 91,34      | 0,35          |
| 2,2  | 0,52                                    | 80,94                         | 81,28      | 0,42          |
| 2,0  | 0,42                                    | 64,75                         | 65,02      | 0,41          |
| 1,8  | 0,38                                    | 58,1                          | 56,51      | 2,81          |
| 1,6  | 0,34                                    | 52,88                         | 51,67      | 2,34          |
| 1,4  | 0,3                                     | 46,05                         | 44,51      | 3,46          |
| 1,25 | 0,27                                    | 41,01                         | 39,86      | 2,89          |
| 1,1  | 0,24                                    | 37,77                         | 37,54      | 0,61          |

Tabelle 4: Ergebnisse aus einer Konstanzmessung mit dem *Patient-Skin-Dosimeter* und einer mobilen Röntgenröhre bei 66kV

Bei den Messwerten fielen bei der kleinen Stichprobe nur geringe Unterschiede zwischen den beiden Detektoren von bis zu 3,46 Prozent auf. Da für die im Anschluss geplanten dosimetrischen Untersuchungen in den bildempfängernahen Messpunkten nur geringe Dosisunterschiede im einstelligen Mikrogray-Bereich erwartet wurden, wurde für die weiteren Messungen das Messgerät *Diados* (PTW Freiburg) verwendet. In Funktion von der eintreffenden Strahlendosis wählte dabei das Dosimeter aus drei vorgegebenen Empfindlichkeitsstufen jeweils die Stufe mit der empfindlichsten digitalen Auflösung aus:

Empfindlichkeitsstufen:

1. High - zur Messung im Hochdosisbereich bei CT-Untersuchungen
2. Medium - zur Messung bei Röntgenaufnahmen
3. Low - zur Messung von Fluoreszenzradiographien sowie im Niedrigdosisbereich

In den Bereichen oberhalb des Dummys und bei den Messungen ohne Dummy bis zum Messpunkt unterhalb der Matratze wurde der hohe Messbereich (High) angesteuert. In den dosimetrisch relevanteren Bereichen unter dem Dummy wurden jeweils die sensibleren Stufen angesteuert, so dass hier die Abstufung feiner ausfiel. Die Messungen erfolgten an der stationären Übertischröntgenanlage

*Iconos R200 (Siemens)* in der Kinderradiologie des Universitätsklinikums Marburg gemäß den Leitlinien der Bundesärztekammer für Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (s. Anhang).

Bei den dosimetrischen Versuchen wurde der Dosisverlust durch die horizontalen Schichten im Strahlengang und den Dummy gemessen. Hierfür wurde die Dosis jeweils oberhalb und unterhalb der absorbierenden Schicht gemessen. Aus der Differenz konnte der Anteil der absorbierten Strahlung berechnet und in Relation zum Abstand gesetzt werden, so dass die Schichten mit der größten Absorption ermittelt werden konnten. Für die Auswahl der Strahlungsintensität wurden die Arbeitsanweisung der Kinderradiologie Marburg gemäß den Leitlinien der Bundesärztekammer verwendet, die sich primär am Gewicht der Neugeborenen orientierten.

| Gewicht    | kV | mAs      |
|------------|----|----------|
| bis 1000g  | 66 | 1,25-1,4 |
| 1000-2000g | 66 | 1,4-1,6  |
| 2000-3000g | 68 | 1,4-1,6  |
| 3000-4000g | 68 | 1,6-1,8  |

Tabelle 5: Abhängigkeit der Röntgenparameter vom Gewicht

Aufgrund des simulierten Patientengutes, unreif geborene Säuglinge im Inkubator, wurden die weiteren dosimetrischen Messungen mit den Parametern der Gewichtsklasse 1000-2000g durchgeführt. Neben der empfohlenen Strahlungsintensität von 1,4-1,6 mAs wurden die Versuchsreihen auf ein Spektrum von 1,1 bis 2,5 mAs erweitert. Die sonstigen Röntgenparameter mit einem Meter FFA, 2 Millisekunden Belichtungszeit, 2,5 mm Aluminium Röhreneigenfilterung und einem pädiatrischem Zusatzfilter mit 1 mm Aluminium und 0,2mm Kupfer entsprachen ebenfalls den Leitlinien. Der Nutzstrahl wurde zur Reduktion von Streustrahlung auf 10x10 cm eingeblendet.

## 6.2 Inkubatorvergleich

Durch die hohe Dosis in dem Bereich oberhalb des Dummys wurde von dem Messgerät automatisch der Hochdosisbereich verwendet. Durch die hiermit verbundene Änderung in der Dosisauflösung lagen die Ergebnisse für alle vier Inkubatoren in den oberen Messpunkten relativ nah beieinander.

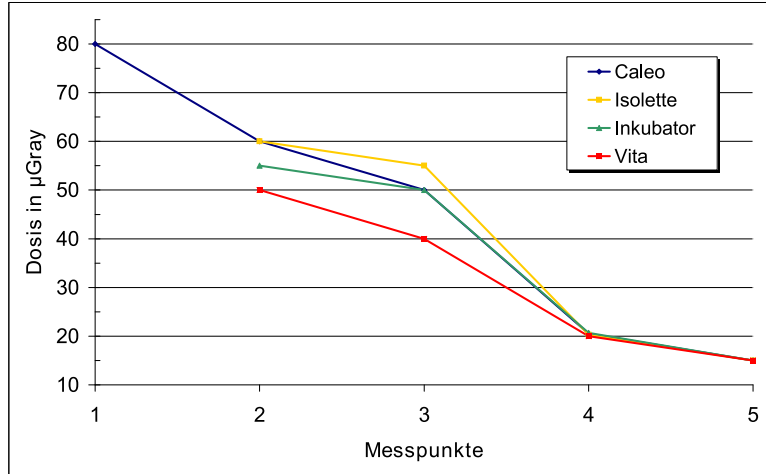


Abbildung 7: Dosenvergleich in den oberen Inkubatorschichten, gemessen im Zentralstrahl bei 66kV und 1,6mAs

| Messpunkt | Zuordnung   |
|-----------|---|
| 1         | Auf der ersten Kunststoffsicht (nur <i>Caleo</i> )  |
| 2         | Auf der zweiten Kunststoffsicht ( <i>Caleo</i> ) bzw. auf der ersten Kunststoffsicht (übrige Inkubatoren)             |
| 3         | Unterhalb der zweiten Kunststoffsicht ( <i>Caleo</i> ) bzw. unterhalb der ersten Kunststoffsicht (übrige Inkubatoren) |
| 4         | Auf der Dummyoberfläche (10cm oberhalb der Matratze)  |
| 5         | Auf der Matratzenoberfläche (ohne Dummy)  |
| 6         | Unterhalb der Matratze (ohne Dummy)   |
| 7         | Auf Filmebene (ohne Dummy)  |

Tabelle 6: Beschreibung der einzelnen Messpunkte

Die Unterschiede entstanden dabei vor allem durch den unterschiedlichen Abstand zum Röntgenfokus. Der *Caleo* mit einer sehr hohen Bauform (s.a. Tab. 1 / Abb. 6) wies auf Höhe der ersten Kunststoffsicht in einem Abstand von 49,7cm eine durchschnittlich höhere Dosis auf, die aber primär durch die Nähe zum Fokus bedingt war. Im Messpunkt 2 (s. Tab. 6) bei 50,1cm ab Fokus und somit nur 1,4cm unterhalb von Messpunkt 1 fiel die Dosis auf der zweiten Kunststoffsicht jedoch bereits deutlich niedriger aus, was primär an der Strahlenabsorption durch die erste Kunststoffsicht lag.

Im Gegensatz dazu lag der erste Messpunkt beim Inkubator *Isolette* bei

51,2cm ab Fokus tiefer (*Caleo* 50,1cm), die Dosis jedoch im gleichen Bereich wie beim *Caleo*. Die noch niedriger gebauten Inkubatoren *Omnibed* (54,68cm) und *Vita* (62,4cm) wiesen die niedrigsten Dosismesswerte auf. Bei Messpunkt 3 (s. Tab. 6) wurde unmittelbar unterhalb der ersten Kunststoffschicht, beziehungsweise der zweiten beim *Caleo*, die Dosis gemessen, wodurch sich die Strahlenabsorption der Kunststoffschicht ermitteln ließ. Messpunkt 4 zeigt die Dosis, die auf der Oberfläche des Dummys 10cm oberhalb der Matratze gemessen wurden. Punkt 5 lag auf Höhe der Matratzenoberfläche und wurde ohne Dummy gemessen. Hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den Messwerten.

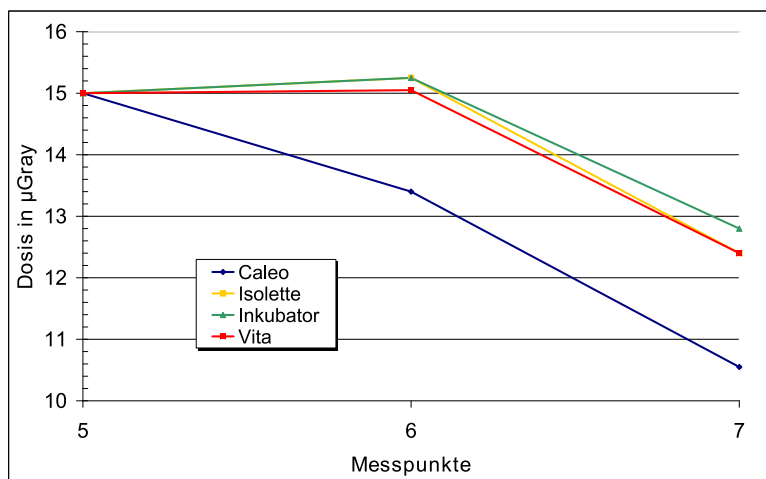


Abbildung 8: Dosisvergleich in den unteren Inkubatorschichten, gemessen im Zentralstrahl bei 66kV und 1,6mAs

|                       | <i>Caleo</i> | <i>Isolette</i> | <i>Omnibed</i> | <i>Vita</i> |
|-----------------------|--------------|-----------------|----------------|-------------|
| Matratzendicke        | 4            | 3               | 4,72           | 3,5         |
| Dicke der Bodenplatte | 0,5          | 0,4             | 0,32           | 0,6         |
| Abstand zur Kassette  | 2            | 2               | 2,18           | 3,2         |

Tabelle 7: Übersicht der Abstände in den unteren Inkubatorschichten (in cm)

Vor allem die Inkubatoren *Caleo* und *Omnibed* zeigten zwischen Messpunkt 5 und 6 eine stärkere Dosisreduktion, sie wiesen jedoch mit 4cm und 4,72cm auch die größten Matratzendicken auf.

| Detektorposition | Unter Matratze | Auf Bildempfängerebene |
|------------------|----------------|------------------------|
| <i>Caleo</i>     | 13,4           | 10,55                  |
| <i>Isolette</i>  | 15,25          | 12,4                   |
| <i>Omnibed</i>   | 15,25          | 12,8                   |
| <i>Vita</i>      | 15,05          | 12,4                   |

Tabelle 8: Dosisvergleich in den unteren Schichten ohne Wasserdummy (in  $\mu\text{Gy}$  bei 66kV und 1,6mAs)

Die im Vergleich zu den drei anderen Inkubatoren niedrigeren Dosiswerte (s. Tab. 8) des *Caleo* in diesem Messabschnitt waren am wahrscheinlichsten auf die Absorption der zusätzlichen zweiten Kunststoffschicht im Strahlengang zurückzuführen. Die Werte der drei anderen Inkubatoren lagen in Messpunkt 6 oberhalb von  $15\mu\text{Gy}$  (s. Tab. 6) und etwa  $1,5\mu\text{Gy}$  oberhalb des *Caleo*. Zwischen Messpunkt 6 und 7 musste der Nutzstrahl bei allen Inkubatoren die Bodenplatte durchdringen und den Abstand zur Kassette überwinden. Die Messebene lag auf der Ebene der Kassette. Die geringste Dosisabsorption in diesem Abschnitt wies der Inkubator Omnibed mit einer PVC-Schichtdicke von nur 0,32cm auf. Neben den unterschiedlich dicken strahlenabsorbierenden Schichten im Strahlengang sorgten auch die unterschiedlichen Abstände zur Röntgenkassette durch das Abstandquadratgesetz z.B. beim *Vita* mit einem relativ hohen Abstand für einen stärkeren Dosisverlust. Die niedrigsten Abstände zeigten sich bei den Inkubatoren *Caleo* und *Isolette* (s. Tab. 7). Im Anschluss wurde die Dosisabsorption durch einen zentral im Strahlengang positionierten Wasserdummy entsprechend dem Schema wiederholt. Zur Darstellung unterschiedlicher Reifestadien wurde der Dummy mit unterschiedlichen Wasserhöhen befüllt.

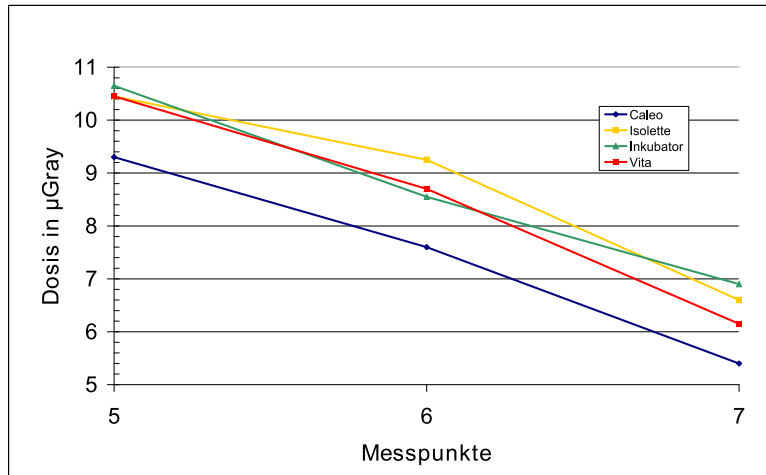


Abbildung 9: Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 3cm hohen Wasserdummy bei 66kV und 1,6mAs

| Detektorposition | Unter Dummy | Unter Matratze | Auf Bildempfängerebene |
|------------------|-------------|----------------|------------------------|
| <i>Caleo</i>     | 9,3         | 7,6            | 5,4                    |
| <i>Isolette</i>  | 10,45       | 9,25           | 6,6                    |
| <i>Omnibed</i>   | 10,65       | 8,55           | 6,9                    |
| <i>Vita</i>      | 10,45       | 8,70           | 6,15                   |

Tabelle 9: Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 3cm hohen Wasserdummy (in µGy bei 66kV und 1,6mAs)

Aufgrund der geringeren Dosiswerte unterhalb des Dummys (s. Abb. 9) schaltete das Dosimeter ab Messpunkt 5 (die Definition der Messpunkte siehe Tabelle 6) in den Niedrigdosismessbereich mit einer veränderten digitalen Auflösung und somit besseren Differenzierbarkeit der Messergebnisse. Die Dosiswerte fielen wie bereits in den vorangegangenen Leeraufnahmen bei dem Inkubator *Caleo* im Vergleich zu den anderen Inkubatoren niedriger aus. Die Inkubatoren *Isolette*, *Vita* und *Omnibed* wiesen nur geringe Unterschiede unmittelbar unter dem Dummy auf, in den tieferen Messpunkten unterhalb der Matratze war die Spanne der Ergebnisse jedoch wieder größer. Mit drei Zentimeter Dicke fiel die Matratze des *Isolette* am dünnsten aus und wies die geringste Dosisreduktion auf. Eine deutlich stärkere Dosisreduktion fand sich beim Inkubator *Omnibed*, der mit 4,72 Zentimeter auch die größte Matratzendicke aufwies. So-

wohl der *Caleo* als auch der Inkubator *Vita* lagen in diesem Messpunkt mit 3,5 und 4,5 Zentimeter sowohl in Bezug auf die Matratzendurchmesser als auch den Dosisverlust mit den Ergebnissen im Mittelfeld. In den Messpunkten 6 und 7 (Messpunkt 6: unterhalb der Matratze; Messpunkt 7: auf der Bildempfängerebene) zeigte sich der Einfluss der verschiedenen weiten Abstände zwischen Inkubatorbodenplatte und Filmebene sowie der unterschiedlichen Dicke der Bodenplatten. Die Dosis des Inkubators *Isolette* fiel in diesem Abschnitt durch eine besonders dicke Bodenplatte stärker ab als bei den anderen Inkubatoren. Die

| Inkubator       | relative Dichte (g/cm <sup>3</sup> ) | Material         | Dicke (mm) |
|-----------------|--------------------------------------|------------------|------------|
| <i>Caleo</i>    | 1,14                                 | Polyflam HSF20   | 5          |
| <i>Isolette</i> | 1,2                                  | Lexane           | 4          |
| <i>Omnibed</i>  | 1,19 / 1,04                          | Acryl / Terluran | 3,2        |
| <i>Vita</i>     | 0,75                                 | Polyurethan      | 6          |

Tabelle 10: Relative Dichten und Dicken der Bodenplatten

in diesem Abschnitt zweitstärkste Dosisabsorption konnte beim Inkubator *Vita* nachgewiesen werden. Seine 0,6 Zentimeter dicke Bodenplatte hatte mit 3,2 Zentimeter den größten Abstand zur Bildempfängerebene. Der Inkubator *Caleo* lag in diesem Messabschnitt im Mittelfeld und zeigte mit einer Bodenplattendicke von 0,5 Zentimeter und einem Abstand von 2 Zentimeter zur Bildempfängerebene durchschnittliche Werte. Der Inkubator *Omnibed* kam mit einer nur 0,32 Zentimeter dicken Bodenplatte aus und wies mit 2 Zentimeter, gefolgt von den Inkubatoren *Caleo* und *Isolette* mit je 2,18 Zentimeter, den zweitkleinsten Abstand zur Bildempfängerebene auf. Im Vergleich zum *Caleo* entsprach dies einem Dosisunterschied von 1,5µGy. In Relation zu der verbleibenden Restdosis von 5,4 Mikrogray beim *Caleo* und 6,9µGy beim *Omnibed* bedeutete dies etwa 22 Prozent mehr Dosis auf der Bildempfängerebene.

Verwendete man statt einer 3cm hohen Wassersäule innerhalb des Dummys eine 4,5cm hohen Wassersäule, entsprechend einem reiferen Frühgeborenen, fielen die Unterschiede zwischen den Inkubatoren in den Dosismesswerten nicht mehr so deutlich aus. Die Relationen blieben jedoch erhalten und die Kurvenverläufe bildeten sich im Wesentlichen gleich ab.



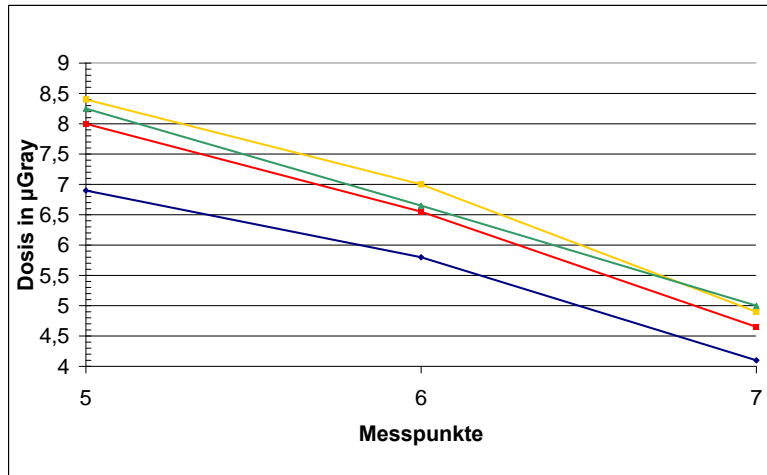


Abbildung 10: Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 4,5cm hohen Wasserdummy bei 66kV und 1,6mAs

| Detektorposition | Unter Dummy/<br>Auf Matratze | Unter Matratze | Auf Bild-<br>empfängerebene |
|------------------|------------------------------|----------------|-----------------------------|
| <i>Caleo</i>     | 6,9 (µGy)                    | 5,8            | 4,1                         |
| <i>Isolette</i>  | 8,4                          | 7              | 4,9                         |
| <i>Omnibed</i>   | 8,25                         | 6,65           | 5                           |
| <i>Vita</i>      | 8                            | 6,55           | 4,65                        |

Tabelle 11: Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 4,5cm hohen Wasserdummy (in µGy bei 66kV und 1,6mAs)

## 7 Bildqualität

Zur Analyse der Bildqualität wurden bei allen Aufnahmen mit 1,6mAs und 66kV ein pädiatrischer Zusatzfilter mit 1mm Aluminium und 0,2mm Kupfer verwendet. Die Eigenfilterung der Röntgenröhre betrug 2,5mm Aluminium. Als Ausleseeinheit wurde das System *DXS* von *Agfa* verwendet. Zum Einsatz kamen digitale Speicherfolien mit einem Auslesemodus entsprechend der Sensibilitätsstufe SC 800 ( Agfa: speed class 800) im Inkubator *Omnibed*. In der Bildnachbearbeitung standen seitens der Ausleseeinheit drei verschiedene Nachbearbeitungsverfahren für das Auslesen der Röntgenbilder (siehe 4.3) zur

Verfügung. Die Software hierzu war auf den *Agfa*-Systemen integriert. Neben zwei Verfahren zur diagnostischen Verwendung (*Dicom for Tech-Presentation* und *Musica*) bestand zusätzlich die Möglichkeit, die Rohdaten (*Dicom for Processing*) über einen Administratorzugang aus der lokalen Festplatte der Ausleseinheit zu gewinnen. In den beiden Modi *Tech-Presentation* und *Musica* werden die Bilddaten bereits durch eine Software für einen besseren visuellen Eindruck prozessiert. Für den Vergleich wurde ein Röntgenbild in den unterschiedlichen Modi ausgelesen und in identischen ROI's das SNR mittels der Bildsoftware *ImageJ* über den Mittelwert der Grauwertintensität in einer 16 bit-Maske und der Standardabweichung berechnet. Tabelle 12 zeigt die Signal-zu-Rauschverhältnisse (SNR) in den unterschiedlichen Modi und lässt erkennen, dass insbesondere bei der *Musica*-Nachbearbeitung die SNRs höher ausfallen, um einen besseren visuellen Eindruck für die Befundung zu generieren. Die Unterschiede sind insgesamt jedoch nur gering.

| Objekte            | <i>for Processing</i> | <i>Tech-Presentation</i> | <i>Musica</i> |
|--------------------|-----------------------|--------------------------|---------------|
| <i>PVC-Block</i>   | 71,08                 | 70,88                    | 71,24         |
| <i>Wassersäule</i> | 122,29                | 121,94                   | 123,08        |
| <i>Luftkörper</i>  | 187,74                | 188,53                   | 188,29        |

Tabelle 12: SNR in Abhängigkeit vom Nachbearbeitungsalgorithmus

Für die qualitativen Messungen wurden die Rohdaten (*Dicom for Processing*) verwendet, um softwareseitige Verfälschungen des SNR zu vermeiden und eine möglichst herstellerunabhängige Interpretation der Ergebnisse zu gewährleisten. Die Versuche sollten darüber Auskunft geben, in welchem Ausmaß das SNR zwischen den Positionen "Röntgenkassette unterhalb des Dummies" oder "in der Röntgenschublade" variiert. Hierzu wurden innerhalb eines zentral im Nutzstrahl positionierten Dummies vier Objekte angeordnet und die oben beschriebenen Testreihen wiederholt, wobei jeweils das SNR im Objektschatten bestimmt wurde.

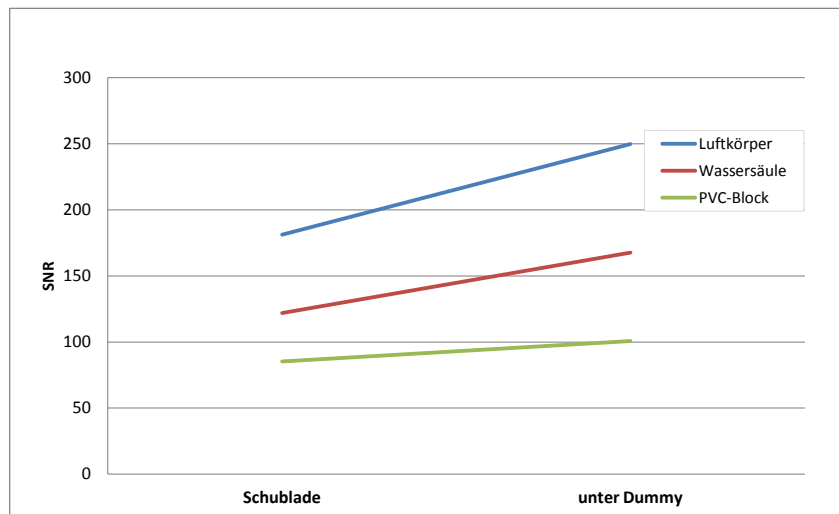


Abbildung 11: Vergleich des SNR bei 66kV und 1,6mAs im Modus *Dicom for Processing*

Aus Praktikabilitätsgründen wurde dazu ein Dummy mit einer 7,5 Zentimeter hohen Wassersäule verwendet, in dem die kontrastgebenden Objekte bestehend aus einer Münze, einem PVC-Block und einem 3cm hoher Luftkörper integriert werden konnten. Die Wassersäule wurde ebenfalls als Kontrastkörper angesehen. Abbildung 11 zeigt, wie das SNR bei Positionierung der Röntgenkassette unmittelbar unterhalb des Dummys ansteigt. Das SNR bei der Münze zeigte eine entgegengesetzte Entwicklung, möglicherweise durch die Legierung oder Mischung verschiedener Metalle bedingt. Unter dem Dummy konnte bei dem PVC-Block ein um 18% höheres und bei der Wassersäule und dem Luftkörper ein um 37% höheres SNR bestimmt werden. Bei reduzierten kV-Werten (60kV) fiel der Unterschied sogar noch höher aus und zeigte einen prozentualen Anstieg zwischen 41% (PVC-Block) bis 56% (Luftkörper). Bei einem höheren kV-Wert (71,5kV) fiel der Unterschied erwartungsgemäß aufgrund der härteren Strahlung insgesamt etwas geringer aus. Weitere Untersuchungen hierzu wurden unter idealen Bedingungen im Rahmen einer Simulation durchgeführt.

## 8 Monte-Carlo-Simulation

Die Simulation wurde auf der Basis der Versuchsanordnungen mit 66kV und 1,6mAs aus den vorherigen Reihen berechnet. Sie beschränkte sich aufgrund des rechenintensiven und komplexen Vorgangs auf die zwei Wesentlichen, in der Tabelle gegenübergestellten Szenarien:

- Kassette in der Inkubatorschublade
- Kassette direkt unterhalb des Kindes

|                   | SNR                 | Kontrast  | SNR                   | Kontrast  |
|-------------------|---------------------|-----------|-----------------------|-----------|
|                   | Kassette unter Kind |           | Kassette in Schublade |           |
| 3cm Wassersäule   | 2,322E-04           | 8,675E-02 | 1,266E-04             | 8,322E-02 |
| 4,5cm Wassersäule | 1,665E-04           | 7,945E-02 | 9,600E-05             | 7,829E-02 |
| 6cm Wassersäule   | 1,226E-04           | 7,373E-02 | 7,369E-05             | 7,481E-02 |
| 8cm Wassersäule   | 8,372E-05           | 6,813E-02 | 5,055E-05             | 6,851E-02 |

Tabelle 13: SNR und Kontrast am Beispiel des Inkubators *Caleo* (relative Werte ohne Einheit)

Als Kontrastkörper, im SNR dem Signal (I2) entsprechend, wurde ein knochendichteäquivalentes 0,3 Zentimeter dickes Objekt in einem wasseräquivalenten Dummy, entsprechend dem Rauschen (I1), verwendet (s. Kapitel 2.4.1 und 2.4.3). Der statistische Fehler lag bei unter 0,1%. Der Kontrast des signalgebenden Objektes (I2) zur Hintergrundexposition reduziert sich bei zunehmender Wasserhöhe durch die vermehrte Absorption der Röntgenstrahlung vor und nach dem Kontrastkörper bei gleichzeitig zunehmender Reduktion der Dosis auf der Bildempfängerebene. Ebenso verhielt es sich mit dem SNR (s. Tab. 13 sowie Abb.12), das eine gleiche Schwächung aufwies. Bei Simulation der Kassette direkt unterhalb des Dummies fiel bedingt durch die höhere Dosis auch der Kontrast und das SNR höher aus.

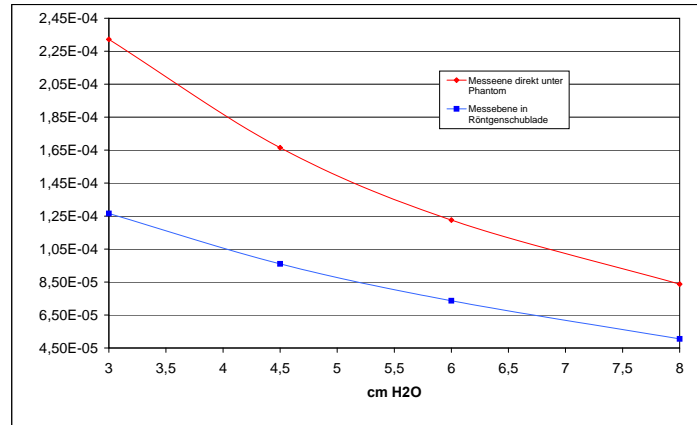


Abbildung 12: SNR in Relation zur Wasserhöhe und Messebene

Für die Röntgensituation bei Frühgeborenen mit nur sehr geringen Körpervolumina sind die Unterschiede demnach besonders groß (s. Abb. 12). Die nachfolgenden Grafiken zeigen die Simulationsergebnisse der vier Inkubatoren bei einer Dummyhöhe von drei Zentimeter H<sub>2</sub>O, jeweils mit der Kassette unter dem Dummy und der Kassette in der Röntgenschublade. Die angegebenen Werte sind relative Werte ohne Einheit.

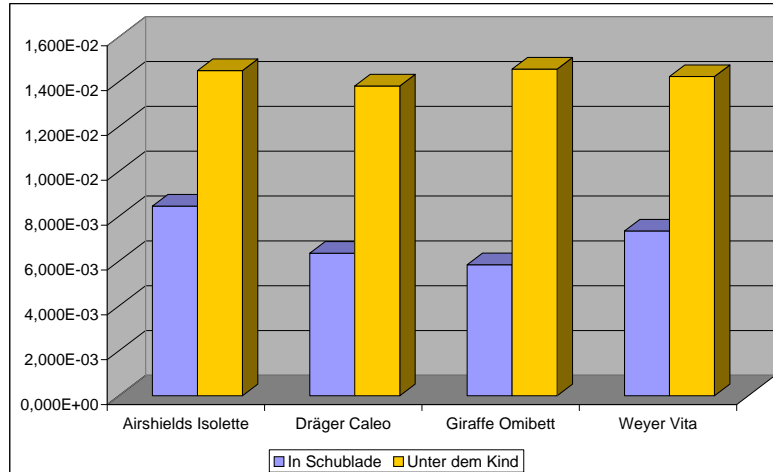


Abbildung 13: Vergleich des SNR

Bei Simulation einer Aufnahme mit der Kassette direkt unterhalb des Dummys lagen die meisten Werte des SNR nah beieinander (s. Abb.13), da bis auf den Inkubator *Caleo* bei allen anderen Inkubatoren nur eine Kunststoffschicht im Strahlengang lag und die Schichtdicke nur gering variierte. Der Inkubator *Caleo* schnitt in diesem Messpunkt durch den doppelten Kunststoffdeckel etwas schlechter ab. Insgesamt lag das SNR direkt unter dem Dummy bei allen Inkubatoren etwa doppelt so hoch wie in der Röntgenschublade, vereinbar mit einer deutlich besseren Bildqualität. Eine größere Differenz des SNR zeigte sich bei den Inkubatoren *Caleo* und *Omnibed*. Der Inkubator *Omnibed* wies niedrige Werte bei der Aufnahme in der Schublade auf bei vergleichsweise dünner Bodenplatte und dicker Matratze (genaue Abstände: siehe Tabelle Nr. 1/2). Das niedrige SNR entstand durch einen erhöhten Anteil der Sekundärstrahlung in Relation zur Primärstrahlung (s. Abb. 17). Der *Caleo* wies in der Röntgenschublade ebenfalls niedrigere SNR auf, war jedoch sowohl mit einer dicken Matratze wie auch einer dicken Bodenplatte ausgestattet. Ein gutes Ergebnis fand sich beim Inkubator *Isolette*. Mit drei Zentimeter Dicke wies dieser Inkubator die dünnste Matratze auf und war außerdem nur mit einer dünnen Bodenplatte ausgestattet. Die Ergebnisse legten nahe, dass die Dicke der verwendeten Materialien einen deutlichen Einfluss auf die Bildqualität hat.

| <i>In Schublade</i> | SNR              | SNR/Dosis im Dummy | Kontrast         |
|---------------------|------------------|--------------------|------------------|
| <i>Isolette</i>     | <b>8,458E-03</b> | <b>1,379E+13</b>   | <b>9,377E-02</b> |
| <i>Caleo</i>        | 6,359E-03        | 1,084E+13          | 8,373E-02        |
| <i>Omnibed</i>      | 5,843E-03        | 9,402E+12          | 8,162E-02        |
| <i>Vita</i>         | 7,349E-03        | 1,190E+13          | 8,979E-02        |

| <i>Unter dem Kind</i> | SNR              | SNR/Dosis im Dummy | Kontrast         |
|-----------------------|------------------|--------------------|------------------|
| <i>Isolette</i>       | 1,450E-02        | 2,375E+13          | 1,108E-01        |
| <i>Caleo</i>          | 1,381E-02        | <b>2,387E+13</b>   | 1,078E-01        |
| <i>Omnibed</i>        | <b>1,457E-02</b> | 2,384E+13          | <b>1,111E-01</b> |
| <i>Vita</i>           | 1,424E-02        | 2,324E+13          | 1,082E-01        |

Tabelle 14: Gegenüberstellung des SNR, Kontrast und SNR/Dosis im Dummy (ohne Einheit) bei drei Zentimeter Dummydicke (Höchstwerte fett markiert)

Die Ergebnisse zeigten in allen drei Kategorien eindeutige Tendenzen (siehe Tabelle 14). Bei der Simulation mit der Röntgenkassette unmittelbar unterhalb des Dummys lag sowohl das SNR wie auch der Kontrast bei allen vier Inkubatoren höher, vereinbar mit einer höheren Bildqualität.

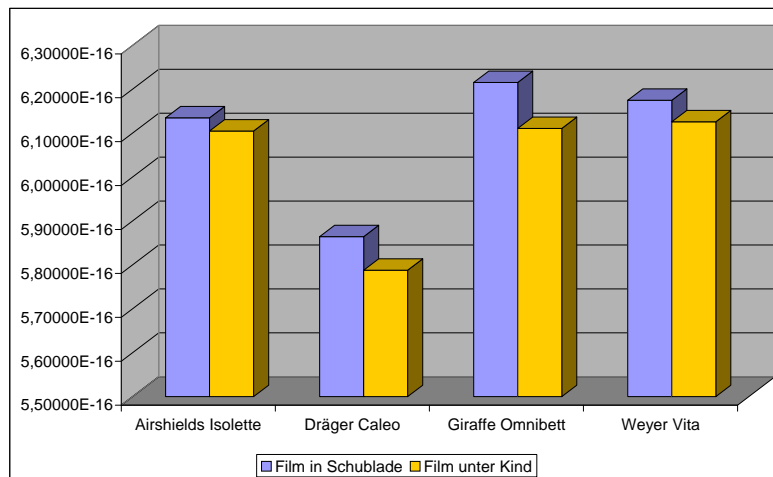


Abbildung 14: Summierte relative Dosis im Dummy (ohne Einheit)

Unter Berücksichtigung sowohl der Primär- als auch Sekundärstrahlung, entsprechend der realistischen Strahlenabsorption bei Aufnahmen im klinischen Alltag (s. Abb. 17), lag in der Simulation die summierte Dosis im Dummy

bei Verwendung der Röntgenschublade (Film in Schublade) um wenige Promille (s. Tab. 15) höher als bei der Positionierung der Kassette direkt unterhalb des Dummys (Film unter Kind). Dies könnte möglicherweise durch eine höhere Absorption der Strahlung durch die Materialbeschaffenheit der Speicherfolien bedingt sein, wodurch nur wenig Streustrahlung (Backscatter-Strahlung) entsteht. Da der Dosisunterschied jedoch nur sehr gering ausfiel, wird die klinische Relevanz und Aussagekraft von untergeordneter Rolle sein.

| <i>Isolette</i> | <i>Caleo</i> | <i>Omnibed</i> | <i>Vita</i> |
|-----------------|--------------|----------------|-------------|
| 0,5             | 1,3          | 1,7            | 0,8         |

Tabelle 15: Prozentuale Unterschiede der Dosisbelastung im Dummy zwischen den beiden Aufnahmegeometrien (Kassette in der Inkubatorschublade / direkt unterhalb des Kindes)

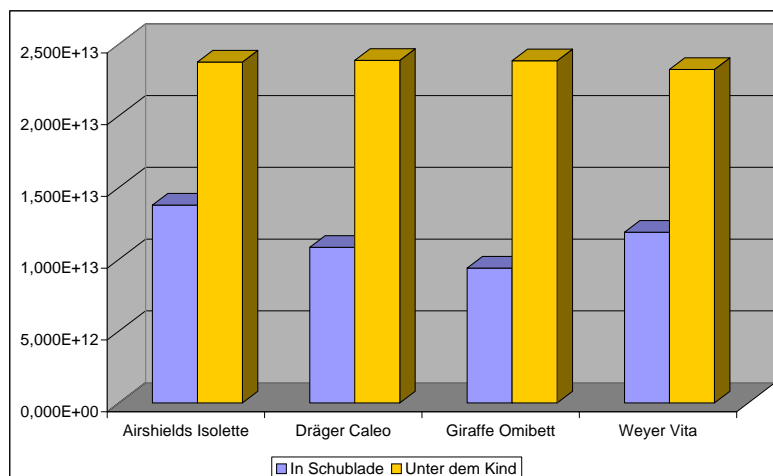


Abbildung 15: Darstellung des SNR zur absorbierten Dosis im Dummy

Stellte man die die Parameter der Bildqualität als SNR und die vom Dummy absorbierte Dosis (s. Abb. 15) in einer Relation dar, fielen die Unterschiede zwischen den beiden Aufnahmegeometrien noch deutlicher aus. [19]



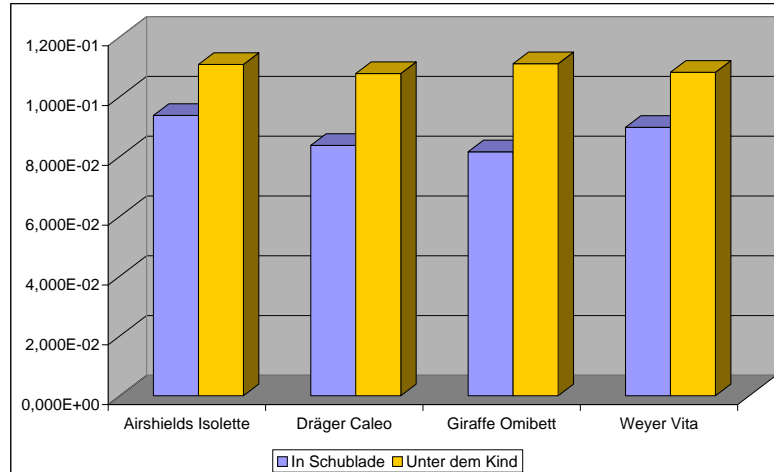


Abbildung 16: Vergleich des Kontrast

In der Simulation fand sich bei allen Inkubatoren ein besserer Kontrast zwischen Kontrastkörper und Bildrauschen bei Verwendung der Kassette unmittelbar unter dem Dummy. Der Vergleich der Kontrastwerte aus der Monte-Carlo-Simulation mit den experimentell dosimetrisch ermittelten Werten zeigte, dass der Inkubator *Omnibed* mit den höchsten Kontrastwerten direkt unterhalb des Dummys mit  $10,65\mu\text{Gy}$  an dieser Position auch die höchsten Dosiswerte aufwies. Übereinstimmend fanden sich im gleichen Messpunkt beim Inkubator *Caleo* mit  $9,3\mu\text{Gy}$  die niedrigsten gemessenen Dosis- sowie kongruent auch die niedrigsten Kontrastwerte.

Ein größerer Kontrastverlust beim Sprung von der “unter Kind Position” zur “Schubladenposition” fand sich vor allem bei den beiden Inkubatoren *Caleo* und *Omnibed*, die mit dickeren Matratzen ausgestattet (s. Tab. 7) waren. Beim Inkubator *Caleo* fiel das Ergebnis jedoch auch bedingt durch den zweiten Kunststoffdeckel schlechter aus. Prozentual bewegte sich der Kontrastverlust zwischen 18-36 Prozent (18% *Isolette*, 20% *Vita*, 28% *Caleo* sowie 36% *Omnibed*).

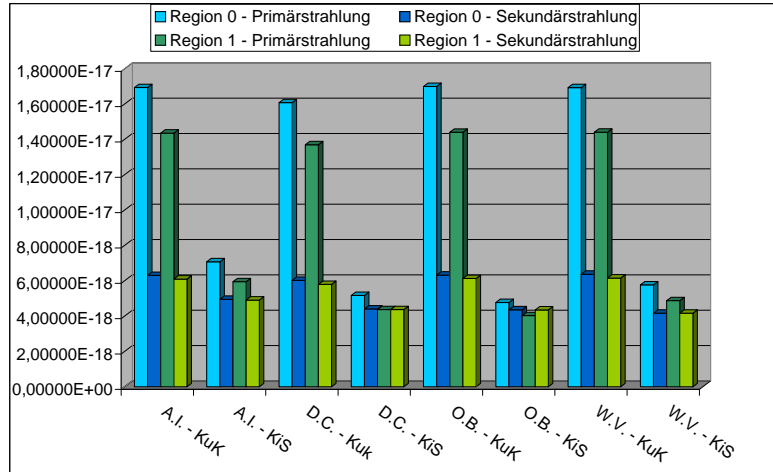


Abbildung 17: Vergleich der Primär- und Sekundärstrahlung auf der Ebene der Kassette in den Positionen unterhalb des Dummys (Kassette unter “Kind” - KuK) und in der Röntgenschublade (Kassette in Schublade - KiS) jeweils mit (blau) und ohne (grün) Kontrastkörper - s. auch Abb. 1 (A.I. - *Airshields Isolette*, D.C. - *Dräger Caleo*, O.B. - *Omnibed*, W.V. - *Weyer Vita*)

Innerhalb eines 3cm hohen Wasserdummys (s. Abb. 17) wurden zwei gleich große Messfelder in genau gleichem Abstand zum Zentralstrahl definiert. In einem Messfeld wurde ein knochendichteäquivalentes Kontrastobjekt programmiert (I2), während in dem anderen Messfeld die Strahlung ungehindert passieren konnte (I1; s. Kap. 4.3). Zur Differenzierung zwischen Primär- und Sekundärstrahlung wurde ein spezielles Streustrahlenraster softwareseitig programmiert, mit dessen Hilfe die auf der Filmebene ankommende Strahlung in Primär- und Sekundärstrahlung aufgeschlüsselt werden konnte. Es zeigte sich eine insgesamt niedrigere Strahlendosis im Bereich unterhalb des 0,3cm dicken knochendichteäquivalenten Kontrastobjekts (in grüner Farbe dargestellt).

Die Einstellung mit der Kassette unterhalb des Dummys (KuK) zeigte aufgrund ähnlicher Inkubatorbauweisen und oberen Schichtdicken ein gleichmäßiges Verteilungsmuster, vergleichbar mit den dosimetrischen Messwerten. Beim *Caleo* fiel die Strahlung aufgrund des zweiten Kunststoffdeckels insgesamt etwas geringer aus. Bei allen Inkubatoren trug in dieser Einstellung die bildgebende Primärstrahlung mehr als doppelt so viel zur Bilderzeugung bei als die Sekundärstrahlung.

In der Einstellung mit der Röntgenkassette in der Schublade (KiS) fiel die Streuung der Ergebnisse etwas breiter aus. Sowohl die Primär- wie auch Sekundärstrahlung wurde durch die zwischenliegenden Schichten (Matratze und Bodenplatte) vermindert. Bei den beiden Inkubatoren *Vita* und *Isolette* lag der Anteil der Primärstrahlung etwas höher als die Sekundärstrahlung, entsprechend einem besseren SNR (s. Abb. 13). Bei den Inkubatoren *Caleo* und *Omnibed* lag der Anteil der Primärstrahlung im Messbereich ohne Kontrastkörper noch höher als die Sekundärstrahlung. In dem Messbereich unterhalb des Kontrastkörpers überstieg der Anteil an Sekundärstrahlung die Primärstrahlung, wodurch das SNR niedriger ausfiel.

## Teil IV

# Diskussion

Frühgeborene mit einem Geburtsgewicht von deutlich unter 1000g können heute dank Fortschritte in der neonatologischen Intensivmedizin erfolgreich behandelt werden. Die Versorgung dieser extrem unreifen Frühgeborenen mit instabiler körperlicher Verfassung findet in Inkubatoren statt und erfordert eine Reduktion äußerer Stressreize, d.h. so wenig Manipulationen wie möglich am Kind (s. Abschnitt 1.2), auch Minimal-Handling-Strategie genannt. Die Röntgendiagnostik hat dank Verfügbarkeit und hoher diagnostischer Aussagekraft eine wichtige Position. Die Indikation zu einer Röntgenaufnahme ist sehr breit: Jede Form der Atemstörungen, Dyspnoe, auch kurzdauernde Apnoen, Gedeihstörungen, blass - graues Hautkolorit, der Verdacht auf Herzfehler, aber auch gastrointestinale Symptome. Bei Verschlechterung der pulmonalen oder abdominellen Situation ist oft umgehend eine erneute Röntgenaufnahme indiziert. Dies hat zur Folge, dass bei Frühgeborenen bis zur Entlassung von der Intensivstation eine Vielzahl von Röntgenaufnahmen insbesondere des Thorax durchgeführt werden - in 7% der Fälle über 30 Aufnahmen. [4][5] Auch bei strenger Indikationsstellung und Respektierung des radiologischen Grundprinzips ALARA- As Low As Reasonably Achievable, also Limitierung der ionisierenden Strahlung auf das Maß, was für eine ordnungsgemäße Beantwortung der klinischen Frage notwendig ist, resultiert eine nicht zu vernachlässigende Strahlenexposition. Die Röntgenaufnahmen erfolgen häufig in den Inkubatoren unter Verwendung einer Röntgenschublade und Positionierung der Röntgenröhre oberhalb des Inkubators. Durch diese Anordnung kann eine Bildgebung ohne direkte Manipulation am Neugeborenen erfolgen. Diese Aufnahmegeometrie beeinflusst die Bildgebung negativ.

Mutch et al.[26] veröffentlichte in 2007 eine multizentrische Studie, in der die Vor- und Nachteile von Röntgenaufnahmen mit und ohne Inkubator evaluiert wurden. Hierin wurden Inkubatoren (*Ohmeda Giraffe Omnibed*, *Dräger 8000 SC*, *Dräger 8000 IC*, *Dräger Caleo*, *Hill-Rom Air Shields C2000*, *Hill-Rom Air Shields C200*) in Bezug auf ihre unterschiedlichen für die Bildgebung relevanten Abmessungen untersucht und eine dosimetrische Analyse durchgeführt. Hierzu wurde die Dosis oberhalb und unterhalb eines 5cm dicken Hartplastikdummys (PMMA-Polymethylmethacrylat) sowie auf Filmebene gemessen und verglichen. Als Ergebnis zeigte sich eine Dosisabschwächung von durchschnittlich 49 Prozent durch die Kombination aus Inkubatorbodenplatte, Matratze und Abstand zur Filmkassette. Innerhalb der Arbeit zeigte eine Auswertung von Röntgenbildern im Rahmen einer Umfrage einen Qualitätsverlust durch die Verwendung

der Röntgenschublade, jedoch keine relevanten Unterschiede zwischen den einzelnen Inkubatormodellen.

Eine andere Studie wurde von Slade et al. in 2005 veröffentlicht. In dieser wurden durch zwei verblindete Kinderradiologen über einen Zeitraum von 21 Monaten 70 Thoraxaufnahmen von Frühgeborenen unter qualitativen Aspekten ausgewertet. Bei 45 Aufnahmen wurde die Kassette in der Röntgenschublade platziert, bei 25 Aufnahmen unmittelbar unterhalb der Neugeborenen. [28] Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde eine Score entwickelt, die neben Bildrotation, Positionierung auf dem Film und der Einblendung die subjektive Bildqualität bewertete. Es zeigte sich eine geringe Tendenz zu verkippten Aufnahmen bei Verwendung der Röntgenschublade. Es ergaben sich keine statistischen Unterschiede der Bildqualität zwischen beiden Aufnahmegeometrien.

### Diskussion der eigenen Ergebnisse:

Folgende Inkubatoren verschiedener Hersteller wurden untersucht: *Caleo* (Dräger, Lübeck), *Airshields Isolette 2000l* (Dräger, Lübeck), *Vita Thermocare* (Weyer, Kürten) und *Giraffe Omnibed* (General Electric, Freiburg). Zu Beginn wurden die Inkubatoren vermessen. Bei einer Aufnahme in der Röntgenschublade kommt es durch die divergente Strahlung ausgehend von dem punktförmigen Brennfleck der Röntgenröhre und dem Abstand hinter dem durchstrahlten Objekt (Dummy/Patient) zu einer unterschiedlichen Bildvergrößerung auf der Bildempfängerebene. Der größte Abstand beim Inkubator *Vita* mit 3,2cm führte zu einer Bildvergrößerung von 7,3%, der kleinste Vergrößerungseffekt zeigte sich beim Inkubatormodell *Isolette* von *Airshields* mit 5,4% bei 2cm Abstand (s. Tab. 2/3). Die geometrische Vergrößerung muss bei der radiologischen Beschreibung von z.B. einer Tubus- oder Katheterlage berücksichtigt werden. Die durchschnittliche Vergrößerung bei Aufnahmen in der Röntgenschublade lag bei 6,6%. Mutch et al. wies eine durchschnittliche Bildvergrößerung von 9% nach, die Inkubatoren waren hier *Ohmeda Giraffe Omnibed*, *Dräger 8000 SC*, *Dräger 8000 IC*, *Dräger Caleo*, *Hill-Rom Air Shields C2000*, *Hill-Rom Air Shields C200*. Eine Umfrage in radiologischen Abteilungen ergab, dass durch einen Vergrößerungsfaktor von 9% für die Befundungsqualität keine signifikante Beeinträchtigung entstand. [26]

Mit einem hoch empfindlichen Halbleiterdetektor-Dosimeter wurde anschließend die Absorption der Strahlung durch die verschiedenen Inkubatorschichten im Zentralstrahl bestimmt. Der Inkubator *Caleo* wies dabei im Vergleich zu den anderen Inkubatoren insgesamt niedrigere Dosiswerte auf, bedingt durch die zweite Kunststoffschicht im Deckel im Sinne einer Doppelverglasung. Diese bei-

den Schichten waren zusammen 0,8cm (2 x 0,4cm) dick, während bei den anderen Inkubatoren diese Schicht 0,6cm betrug. Für den Dosisverlust im Objekt-Film-Abstand, also in dem Abschnitt unterhalb des Dummys bis zur Bildempfängerebene, sind im Wesentlichen die Dicke und Beschaffenheit der Matratze und die Inkubatorbodenplatte entscheidend. Zur besseren Nachvollziehbarkeit der tatsächlichen Aufnahmesituation wurde bei den Messungen ein Wasserkontainer als Dummy verwendet, der sich mit unterschiedlichen Wasserhöhen, entsprechend unterschiedlichen Reifestadien der Frühgeborenen, befüllen ließ. Bei 3cm Füllhöhe, entsprechend einem sehr unreifen Frühgeborenen, reduzierte die 4,72cm dicke Matratze beim Inkubator *Omnibed* die Strahlendosis um 19,7 Prozent, der höchste Wert in den Messungen. Die dünnste Matratze in dem Inkubator *Isolette* wies mit 3cm Dicke einen deutlich geringeren Dosisverlust von 11,48 Prozent (s. Tab. 9) auf. Die Dicke der verwendeten Materialien korrelierte mit der Dosisreduktion. Vergleichbare Ergebnisse wurden auch von Mutch et al. [26] gefunden bei einer mittleren Matratzendicke von 5,6cm und unterschiedlicher Inkubatorauswahl.

Neben der Matratze spielt auch die Dicke der Bodenplatte bei einer Aufnahme in der Röntgenschlade als absorbierende Schicht eine Rolle. Die Dicke variierte bei den untersuchten Inkubatoren von minimal 0,32cm beim Inkubator *Omnibed* bis maximal 0,6cm beim Inkubator *Vita*, entsprechend einer Dosisreduktion von minimal 19,3% bis maximal 29,31% (s. Tab. 9). Bei 3cm Wassersäule in dem Dummy ergab sich eine kumulierte Dosisreduktion durch Matratze, Bodenplatte und Strahlendivergenz von unterhalb des Dummys bis zur Röntgenschlade von maximal 41,93% beim Inkubator *Caleo* und minimal 35,21% beim Inkubator *Omnibed*.

Mutch et al. führte bei sechs unterschiedlichen Inkubatoren mit abweichenden Versuchsparametern (60kV, 1mAs, einer Filterung mit 1mm Aluminium und 0,11mm Kupfer, einem Fokus-Objekt-Abstand von 90cm sowie einem 5cm hohen PMMA-Dummy) eine vergleichbare dosimetrische Evaluation durch, die eine durchschnittliche Dosis auf der Dummyoberfläche von 15µGy aufzeigte. Unmittelbar unterhalb des Dummys wurden durchschnittlich 5,9µGy gemessen, in der Röntgenschlade 3µGy. Der Dosisverlust zwischen der Position unterhalb des Dummys zu der Bildempfängerebene betrug demnach 49% und lag damit noch etwas höher. In unserem leitliniengerechten Versuchsaufbau mit den Röntgenparametern (66kV, 1,6mAs, einer Eigenfilterung mit 2,5mm Aluminium, einem pädiatrischen Zusatzfilter mit 1mm Aluminium und 0,2mm Kupfer sowie einem Fokus-Film-Abstand von 100cm) kann zu Vergleichszwecken der 4,5cm hohe Wasserdummy gegenüber dem 5cm PMMA-Dummy herangezogen werden. Die Dosis lag auf der Dummyoberfläche im Durchschnitt bei 20µGy, 5µGy über den von Mutch et al. [26] angegebenen Werten, unterhalb des Dummys

um 7,8 $\mu$ Gy und in der Röntgenschublade um 4,7 $\mu$ Gy höher. Die Dosisabschwächung zwischen Dummy bis zur Röntgenschublade fiel in der Relation jedoch mit 40,9% um 8% geringer aus (*Omnibed* 39,4 %, *Isolette* 41,7%, *Caleo* 40,6%, *Vita* 41,9%). Die Unterschiede sind unter der Annahme vergleichbarer Inkubatoreigenschaften durch die Verwendung einer härteren Röntgenstrahlung (66kV) sowie der stärkeren Vorfilterung und dem resultierenden geringeren Absorptionskoeffizienten bzw. der geringeren Strahlenabsorption durch die Materialien im Strahlengang erklärbar. [26]

Nach den dosimetrischen Versuchen wurde der Einfluss der Aufnahmegeometrie (Röntgenkassette unterhalb des Dummys / Röntgenkassette in der Röntgenschublade) auf die Bildqualität untersucht. Die Quantifizierung des SNR sind ebenso wie die Monte-Carlo-Simulation in der Literatur noch nicht beschrieben worden. Hierzu wurden in dem Wasserdummy Kontrastobjekte unterschiedlicher Dichte (Wassersäule, PVC-Block, Luftpörper) fixiert und Röntgenbilder in den beiden Aufnahmegeometrien angefertigt (60kV, 66kV und 71,5kV bei 1,6mAs). Die Röntgenbilder wurden in einem Rohdatenformat aus der Ausleseinheit gewonnen und mittels einer freien Bildverarbeitungssoftware (*ImageJ*) ausgewertet, indem jeweils in den Objektschatten das SNR bestimmt wurde. Bei der Verwendung der Röntgenkassette unmittelbar unterhalb des Dummys lag das SNR bei dem PVC-Block um 18%, bei der Wassersäule und dem Luftpörper um 37% höher. Nach Anlage einer höheren Röhrenspannung, entsprechend einer härteren Röntgenstrahlung, reduzierten sich die Unterschiede im SNR und umgekehrt stieg der Unterschied bei einer niedrigeren Röhrenspannung.

Weitere Untersuchungen hinsichtlich der Bildqualität erfolgten bei gleichem Versuchsaufbau im Rahmen einer Monte-Carlo-Simulation unter virtuell idealen Bedingungen. Aufgrund der komplexen Berechnungen, die nur mit Hilfe eines Rechenclusters durchgeführt werden konnten, wurde zur Bestimmung des SNR ein Kontrastkörper mit mittleren Dichtewerten (s. 4.3) verwendet. Dazu wurden die Inkubatoren exakt vermessen, in ein 3D-ComputermodeLL übertragen und Röntgenaufnahmen in der Röntgenschublade sowie unterhalb des Dummys berechnet. Die Simulation ermöglichte neben der Bestimmung des SNR außerdem die Berechnung der Dosis im Dummy sowie auf der Bildebene die Differenzierung der Dosis in Primär- und Sekundärstrahlung. Die Methode ist wissenschaftlich erprobt und wurde u.a. in einer retrospektiven Studie aus dem Jahr 2009 von Seidenbusch et al. angewendet, um die Röntgenexpositionsbedingungen und Organdosen von reifen Neugeborenen zu errechnen. [27] In dieser Studie wurden lokal gespeicherte Angaben zu den Dosisflächenprodukten in eine Monte-Carlo-Simulation übertragen und hieraus Organdosen berechnet. Der Einfluss der unterschiedlichen Inkubatoren auf die Bildgebung wurde dabei jedoch bei dem älteren Patientenkollektiv nicht berücksichtigt.

Die Ergebnisse aus der Simulation bestätigten die vorab durchgeführten Messungen, wobei der Unterschied zwischen den beiden Aufnahmegeometrien noch deutlicher ausfiel. Je nach Inkubatormodell reduzierte sich das SNR bei Verwendung der Röntgenschublade um durchschnittlich 49% (*Omnibed* 40%, *Caleo* 46%, *Vita* 52%, *Isolette* 58%). Unmittelbar unterhalb des Dummys lagen das SNR vergleichsweise nah beieinander, wobei lediglich der Inkubator *Caleo* insgesamt leicht reduzierte Werte aufwies, die durch die Strahlenabsorption durch die zweite Kunststoffschiicht im Deckel erklärbar sind. Durch die zusätzliche Absorption insbesondere weicher Strahlung, entsprechend einer zusätzlichen Filterung, entsteht der Effekt einer Strahlenaufhärtung, was zu einer geringeren Absorption des Kontrastkörpers und zu einer leichten Reduktion des SNR führte.

Much et al. konnten durch eine dosimetrische Auswertung zeigen, dass durch den Inkubatordeckel im Durchschnitt ca. 17% der Dosis absorbiert werden, durch die Matratze und Bodenplatte durchschnittlich 49%. Daraus wurde geschlossen, dass insbesondere der Komplex bestehend aus Bodenplatte und Matratze durch Entstehung von Streustrahlung in höherem Maße für die Reduktion der Bildqualität verantwortlich sei. [26] Unsere Simulationsergebnisse konnten diese Vermutung bestätigen, zeigten jedoch auch, dass das SNR primär mit der Matratzendicke zusammenhing. Die Verteilung der Primär- und Sekundärstrahlung stellte diesen Zusammenhang dar, indem der Anteil der Sekundärstrahlung in solchem Maß anstieg, wie auch die Dicke der Matratze zunahm. Die Dicke der Bodenplatte hatte im Vergleich zur Matratzendicke einen vergleichsweise geringeren Einfluss auf das SNR. [26]

Bei der Bewertung der Bildqualität äußerte Mutch et al. auch die Vermutung, dass die Sekundärstrahlung mit zunehmendem Abstand zwischen dem Bodenplatte und der Kassette abnehmen würde. Diese Vermutung konnte bei den vier untersuchten Inkubatoren in der Monte-Carlo-Simulation nicht bestätigt werden.

Ein interessanter Aspekt fiel in der Simulation bei der kumulierten Dosis im Dummy auf. Die Dosis lag im Dummy bei einer Aufnahme mit dem Detektor unmittelbar unterhalb des Dummys insgesamt niedriger als bei einer Aufnahme in der Röntgenschublade, möglicherweise durch die Materialbeschaffenheit der digitalen Speicherfolie bedingt, Strahlung möglichst effektiv zu absorbieren. Die höhere Dosisbelastung bei Aufnahmen in der vorgesehenen Schublade könnte jedoch auch durch vermehrte Entstehung von Sekundärstrahlung und Rückstrahlung beim Durchtritt der Röntgenstrahlen durch die Matratze und die Bodenplatte bedingt sein, wobei die Fragestellung aufgrund nur sehr geringer Unterschiede in den Simulationsdaten nicht weiter verfolgt wurde (s. Tab. 15).



## Teil V

# Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die zwei Standardaufnahmesituationen beim Röntgen von Frühgeborenen in vier modernen Inkubatoren unter technischen, dosimetrischen und bildqualitativen Aspekten untersucht und miteinander verglichen und die jeweiligen Vor- oder Nachteile evaluiert.

Für die Bewertung des Einflusses der Aufnahmegeometrie (Kassette unterhalb des Patienten / Kassette in der Röntgenschublade des Inkubators) auf die Bildgebung wurde der Dosisverlust durch die verschiedenen Materialschichten der Inkubatoren gemessen. Der Patient wurde durch einen Dummy repräsentiert. Die dosimetrischen Messungen zeigten insbesondere bei Aufnahmen in der Röntgenschublade den Einfluss der je Inkubatormodell unterschiedlichen Materialdicken und damit korrelierenden Dosisabnahme auf der Bildempfängerebene. Die Untersuchung der Bildqualität zeigte ein deutlich besseres Signal-zu-Rauschverhältnis (SNR), wenn statt der in den Inkubatoren integrierten Röntgenschublade die Kassette unmittelbar unterhalb des Dummys verwendet wurde. Die Schichten unterhalb des Dummys hatten dabei in besonderem Maße Einfluss auf die Bildgebung. Die gewonnen Erkenntnisse wurden durch eine angeschlossene Monte-Carlo-Simulation bestätigt und ergänzt. Hierzu wurden die Inkubatoren maßgenau in ein Computermodell übertragen und der Einfluss der unterschiedlichen Geometrien auf das SNR berechnet. Die Ergebnisse aus der Monte-Carlo-Simulation zeigten, dass mit einer Zunahme der verwendeten Materialdicken nicht nur die Dosis auf der Bildempfängerebene sank, sondern auch die Bildqualität (SNR) durch einen Anstieg an Sekundärstrahlung negativ beeinflusst wurde. Bei einer Aufnahme in der Röntgenschublade bewirkten die absorbierenden und streuenden Schichten unterhalb der Patienten, im Vergleich zu einer Aufnahme mit der Kassette direkt unterhalb des Patienten, einen Dosis- und Primärstrahlenverlust verbunden mit einem qualitativen Nachteil. Je nach Inkubatormodell fiel das SNR um 40-58 Prozent schlechter aus bei Verwendung der Röntgenschublade. Ein weiterer Nachteil ergab sich bei Aufnahmen in der Röntgenschublade durch den größeren Abstand zwischen Patient und Filmkassette und der damit einhergehenden geometrischen Vergrößerung.

Da der klinische Alltag erfahrungsgemäß komplex ist, sollte die Aufnahmemethode je Patient individuell abgewogen werden. Die deutlich eingeschränkte Belastbarkeit von Frühgeborenen, das Prinzip des *Minimal-Handling* sowie der Infektionsschutz durch Inkubatoren sollte dabei berücksichtigt werden. Regelmäßige Schulungen des medizinisch - radiologischen Personals hinsichtlich der

besonderen Bedürfnisse der Frühgeborenen und der speziellen Aufnahmesituation können zu einer weiteren Qualitätsverbesserung führen. [29]

Wünschenswert wäre, wenn die Hersteller von Inkubatoren diese Erkenntnisse in die Gestaltung ihrer Produkte mit einbeziehen würden. Dies könnte beispielsweise durch eine Verringerung des Abstandes zwischen Patient und Röntgenschublade sowie Minimierung der verwendeten Schichtdicken im Boden des Inkubators erfolgen. Es ist anzunehmen, dass durch eine solche Reduktion der Schichtdicken, beispielsweise durch Verwendung moderner Kunststoffe oder Verbundwerkstoffe eine niedrigere Strahlendosis bei gleichbleibender oder besserer Bildqualität erreicht werden könnte. Da bei strahlensensiblen Frühgeborenen überdurchschnittlich häufig auf eine radiologische Diagnostik zurückgegriffen wird, könnte eine solche Entwicklung zu einer zusätzlichen Strahlenhygiene im klinischen Alltag deutlich beitragen. [2]

## Teil VI

# Verzeichnisse und Anhang

## Abbildungsverzeichnis

|    |  |    |
|----|--|----|
| 1  | Dosisflächenprodukt . . . . .  | 9  |
| 2  | Vergleich von Kontrasten . . . . .   | 9  |
| 3  | Ausschnitt vom Röntgenbild: Dummy mit Objekten . . . . .   | 16 |
| 4  | Das verwendete Röntgenspektrum (Wolframanode) und zugehörige Verteilung der Photonen bei 66kV . . . . .  | 17 |
| 5  | Aufnahme des Inkubators <i>Isolette</i> . . . . .  | 19 |
| 6  | <i>Caleo</i> und <i>Vita</i> im Vergleich . . . . .  | 20 |
| 7  | Dosenvergleich in den oberen Inkubatorschichten, gemessen im Zentralstrahl bei 66kV und 1,6mAs . . . . .   | 24 |
| 8  | Dosisvergleich in den unteren Inkubatorschichten, gemessen im Zentralstrahl bei 66kV und 1,6mAs . . . . .  | 25 |
| 9  | Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 3cm hohen Wasserdummy bei 66kV und 1,6mAs . . . . .  | 27 |
| 10 | Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 4,5cm hohen Wasserdummy bei 66kV und 1,6mAs . . . . .  | 29 |
| 11 | Vergleich des SNR bei 66kV und 1,6mAs im Modus <i>Dicom for Processing</i> . . . . .   | 31 |
| 12 | SNR in Relation zur Wasserhöhe und Messebene . . . . .   | 33 |
| 13 | Vergleich des SNR . . . . .  | 34 |
| 14 | Summierte relative Dosis im Dummy (ohne Einheit) . . . . .   | 35 |
| 15 | Darstellung des SNR zur absorbierten Dosis im Dummy . . . . .  | 36 |
| 16 | Vergleich des Kontrast . . . . .   | 37 |
| 17 | Vergleich der Primär- und Sekundärstrahlung auf der Ebene der Kassette in den Positionen unterhalb des Dummys (Kassette unter "Kind" - KuK) und in der Röntgenschublade (Kassette in Schublade - KiS) jeweils mit (blau) und ohne (grün) Kontrastkörper - s. auch Abb. 1 (A.I. - <i>Airshields Isolette</i> , D.C - <i>Dräger Caleo</i> , O.B. - <i>Omnibed</i> , W.V. - <i>Weyer Vita</i> ) . . . . .   | 38 |
| 18 | Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010,Auszug Tabelle 4<br>(Quelle: <a href="https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&amp;v=1">https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&amp;v=1</a> ) . . . . . | 53 |

|    |   |    |
|----|---|----|
| 19 | Computermodell des Inkubator <i>Dräger Caleo</i> mit der doppelten Kunststoffabdeckung. In der Mitte des Inkubators kann man in hellblau den Wasserkörper erkennen mit enthaltenem Kontrastkörper; in gelb ist das simulierte Messfeld/Detektor oberhalb der Matratze in lila zu erkennen) . . . . .  | 54 |
| 20 | Darstellung weniger simulierter Strahlenverläufe (Elektronen) beim Inkubator <i>Weyer Vita</i> in zwei unterschiedlichen Ansichten (bei den eigentlichen Simulationen werden bis zu mehrere Millionen Elektronen simuliert um ein signifikantes Ergebnis zu erhalten). Unterhalb des Inkubators ist in diesen Ansichten auch die Bildempfängerebene / der Detektor dargestellt. . . . . | 55 |
| 21 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Omnibed</i> I . . . . .  | 56 |
| 22 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Omnibed</i> II . . . . .   | 57 |
| 23 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Vita</i> I . . . . .   | 58 |
| 24 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Vita</i> II . . . . .  | 59 |
| 25 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Airshields</i> I . . . . .   | 60 |
| 26 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Airshields</i> II . . . . .  | 61 |
| 27 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Caleo</i> I . . . . .  | 62 |
| 28 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Caleo</i> II . . . . .   | 63 |
| 29 | Dosismesswerte (in $\mu\text{Gy}$ ) - <i>Caleo</i> III . . . . .  | 64 |

## Tabellenverzeichnis

|    |  |    |
|----|--|----|
| 1  | Abstände der Schichten ab Fokus (in cm) . . . . .  | 20 |
| 2  | Abstände zwischen unteren Inkubatorschichten und Bildempfängerebene (in cm) . . . . .  | 21 |
| 3  | Vergößerung durchleuchteter Strukturen auf der Bildempfängerebene bei einem Meter Film-Fokus-Abstand . . . . .   | 21 |
| 4  | Ergebnisse aus einer Konstanzmessung mit dem <i>Patient-Skin-Dosimeter</i> und einer mobilen Röntgenröhre bei 66kV . . . . .   | 22 |
| 5  | Abhängigkeit der Röntgenparameter vom Gewicht . . . . .  | 23 |
| 6  | Beschreibung der einzelnen Messpunkte . . . . .  | 24 |
| 7  | Übersicht der Abstände in den unteren Inkubatorschichten (in cm) . . . . .   | 25 |
| 8  | Dosisvergleich in den unteren Schichten ohne Wasserdummy (in $\mu\text{Gy}$ bei 66kV und 1,6mAs) . . . . .   | 26 |
| 9  | Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 3cm hohen Wasserdummy (in $\mu\text{Gy}$ bei 66kV und 1,6mAs) . . . . .  | 27 |
| 10 | Relative Dichten und Dicken der Bodenplatten . . . . .   | 28 |
| 11 | Dosisvergleich in den unteren Schichten mit einem 4,5cm hohen Wasserdummy (in $\mu\text{Gy}$ bei 66kV und 1,6mAs) . . . . .  | 29 |
| 12 | SNR in Abhängigkeit vom Nachbearbeitungsalgorithmus . . . . .  | 30 |
| 13 | SNR und Kontrast am Beispiel des Inkubators <i>Caleo</i> (relative Werte ohne Einheit) . . . . .   | 32 |
| 14 | Gegenüberstellung des SNR, Kontrast und SNR/Dosis im Dummy (ohne Einheit) bei drei Zentimeter Dummydicke (Höchstwerte fett markiert) . . . . .                           | 35 |
| 15 | Prozentuale Unterschiede der Dosisbelastung im Dummy zwischen den beiden Aufnahmegeometrien (Kassette in der Inkubatorschublade / direkt unterhalb des Kindes) . . . . . | 36 |

## Literaturverzeichnis (nach Erscheinung im Text)

- [1] Urlesberger B, Müller W. 1501 g. Gynäkologische Geburtshilfliche Rundschau. 2004; 44 (1):9-24.
- [2] Puig S, Hörmann M, Kuhle S, Rand T, Rebhandl W, Schaefer-Prokop C, Ponhold W. Chest x-ray of the neonate. Radiologe. 2000; 40:43-51.
- [3] Seidenbusch M C, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 4: Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. Fortschr Röntgenstr. 2008;180:1082-1103.
- [4] Seidenbusch M C, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 1: Indikationen und Röntgenuntersuchungshäufigkeiten in der konventionellen radiologischen Diagnostik an einer Universität-Kinderklinik zwischen 1976 und 2003. Fortschr Röntgenstr. 2008;180(12):1082-1103.
- [5] Donadieu J, Zeghnoun A, Roudier C, Maccia C, Pirard P, André C et al. Cumulative effective doses delivered by radiographs to preterm infants in a neonatal intensive care unit. Pediatrics. 2006;117(3):882-888.
- [6] Seidenbusch M C, Regulla D, Schneider K. Radiation Exposure of Children in Pediatric Radiology. Röfo. 2009; 180:410-422.
- [7] Schulze-Rath R, Hammer G P, Blettner M. Are pre- or postnatal diagnostic X-rays a risk factor for childhood cancer? A systematic review. Radiat Environ Biophys. 2008;47:301-312.
- [8] Linet M S, Kim K P, Rajaraman P. Children's exposure to diagnostic medical radiation and cancer risk: epidemiologic and dosimetric considerations. Pediatr Radiol. 2009;39 Suppl 1:4-26.
- [9] Stephan G, Schneider K, Panzer W et al. Enhanced yield of chromosome aberrations after CT examinations in paediatric patients. Int J Rad Biol. 2007;83:281-287.
- [10] VandenBerg K A. Individualized developmental care for high risk newborns in the nicu - a practice guideline. Early Human Development. 2007;83:433- 442.
- [11] Röntgen W C. Über eine neue Art von Strahlen. Technical Report. Universität Würzburg; 1896.

- [12] Meschede D, Vogel H. Gerthsen Physik. 23. Auflage. Berlin: Springer; 2006.
- [13] Hay G A. X-ray imaging. J Phys E: Sci Instrum. 1978; 11 377.- DOI:10.1088/0022-3735/11/5/029.
- [14] Laubenberger von T. Technik der medizinischen Radiologie. 5. Auflage. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1990.
- [15] Mosca G, Tipler P A. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. 23. Auflage. Berlin/Heidelberg: Spektrum Verlag; 2001.
- [16] Fercher A F. Medizinische Physik. 2. Auflage. Wien: Springer Verlag; 1999.
- [17] Schmidt W, Herbig E L. Der Flachbilddetektor auf der Basis von amorphem Selen. Radiologe. 2003; 43:374-378.
- [18] Fasbender R, Schaetzing R. Neue CR-Technologien für die Digitale Radiographie. Radiologe. 2003;43:367-373, 2003.
- [19] Seibt W. Physik für Mediziner. 5. Auflage. Stuttgart. Thieme Verlag; 2003.
- [20] Kuhn F P, Debus J, Reiser M. Duale Reihe, Radiologie. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag; 2006.
- [21] Seibert J, Boone J. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. J Nucl Med Technol. 2005;33:3-18.
- [22] Tapiovaara M J, Wagner R F. SNR and noise measurements for medical imaging: I. A practical approach based on statistical decision theory. Phys Med Biol. 1993;38:71-92.
- [23] Harten U. Physik für Mediziner. 12. Auflage. Heidelberg: Springer Verlag; 2007.
- [24] Tapiovaara M J, Sandborg M, Dance D R. A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy. Phys Med Biol. 1999;44(2):537-559.
- [25] Physikalisch-Technische Werkstätten. Detectors - Ionizing Radiation. Freiburg; 2008.
- [26] Mutch S J, Wentworth S. Imaging the neonate in the incubator: an investigation of the technical, radiological and nursing issues. Br J Radiol. 2007;80(959):902-910. Epub 2007 Sep 17.

- [27] Seidenbusch M C, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie Teil 6: Konversionsfaktoren zur Rekonstruktion von Organdosen bei Abdomenaufnahmen. *Fortschr Röntgenstr.* 2009;181(10):945-961.
- [28] Slade D, Harrison S, Morris S, Alfaham M, Davis P et al. Neonates do not need to be handled for radiographs. *Pediatr Radiol.* 2005;35(6):608-611. DOI: 10.1007/s00247-005-1414-x.
- [29] Hlabangana LT, Andronikou S. Short-term impact of pictorial posters and a crash course on radiographic errors for improving the quality of paediatric chest radiographs in an unsupervised unit - a pilot study for quality-assurance outreach. *Pediatr Radiol.* 2015;45(2):158-65. Epub 2014 Aug 17.



# Anhang

**Tab. 4: Diagnostische Referenzwerte für pädiatrische Röntgenuntersuchungen**

| Untersuchungsart          | Alter                     | <i>DFP</i>  |
|---------------------------|---------------------------|---|
|                           |                           | [cGy x cm <sup>2</sup> ] bzw. [μGy x m <sup>2</sup> ] |
| Thorax ap/pa              | Frühgeborene (ca. 1000 g) | 0,3   |
|                           | Neugeborene (ca. 3000 g)  | 0,5   |
|                           | 10 ± 2 Monate             | 1,5   |
|                           | 5 ± 2 Jahre               | 2,5   |
|                           | 10 ± 2 Jahre              | 3,5   |
| Thorax lateral            | 5 ± 2 Jahre               | 4   |
|                           | 10 ± 2 Jahre              | 6   |
| Abdomen ap/pa             | 10 ± 2 Monate             | 20  |
|                           | 5 ± 2 Jahre               | 25  |
|                           | 10 ± 2 Jahre              | 35  |
| Becken ap                 | 5 ± 2 Jahre               | 15  |
|                           | 10 ± 2 Jahre              | 25  |
| Schädel ap                | 10 ± 2 Monate             | 20  |
|                           | 5 ± 2 Jahre               | 30  |
| Schädel lateral           | 10 ± 2 Monate             | 20  |
|                           | 5 ± 2 Jahre               | 25  |
| Miktions-Cysto-Urographie | Neugeborene (ca. 3000 g)  | 10  |
|                           | 10 ± 2 Monate             | 20  |
|                           | 5 ± 2 Jahre               | 30  |
|                           | 10 ± 2 Jahre              | 60  |

Abbildung 18: Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010, Auszug Tabelle 4  
(Quelle: [https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=1](https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=1))

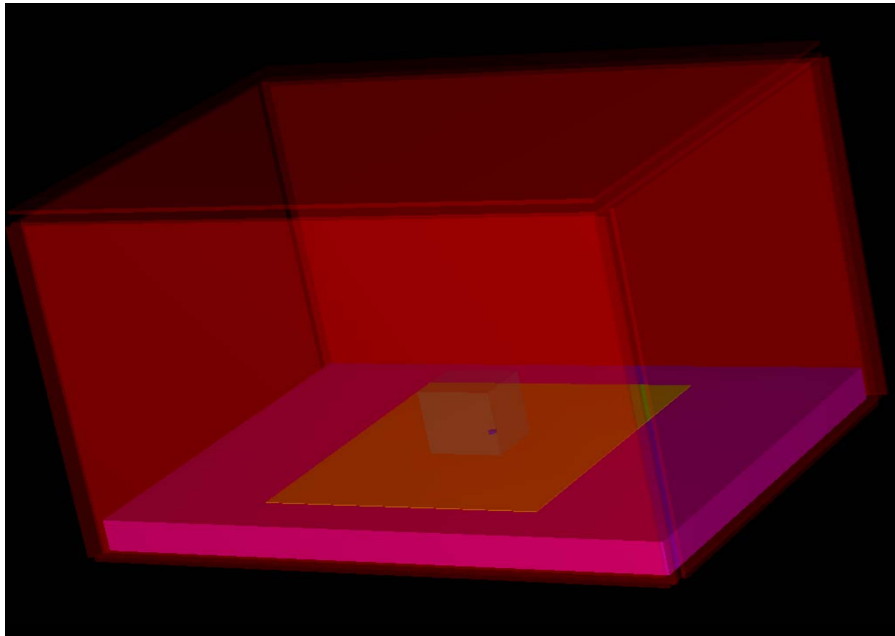


Abbildung 19: Computermodell des Inkubator *Dräger Caleo* mit der doppelten Kunststoffabdeckung. In der Mitte des Inkubators kann man in hellblau den Wasserkörper erkennen mit enthaltenem Kontrastkörper; in gelb ist das simulierte Messfeld/Detektor oberhalb der Matratze in lila zu erkennen)

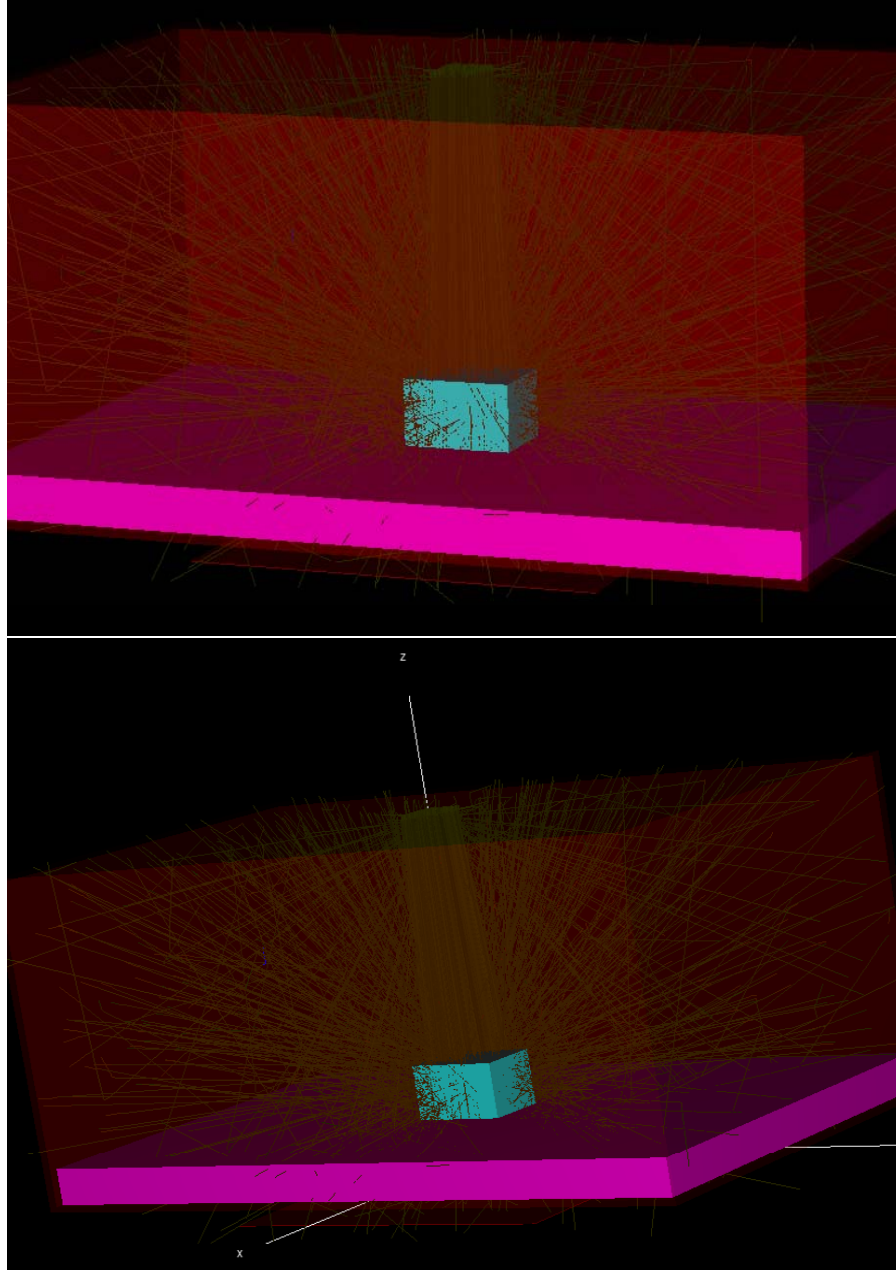


Abbildung 20: Darstellung weniger simulierter Strahlenverläufe (Elektronen) beim Inkubator *Weyer Vita* in zwei unterschiedlichen Ansichten (bei den eigentlichen Simulationen werden bis zu mehrere Millionen Elektronen simuliert um ein signifikantes Ergebnis zu erhalten). Unterhalb des Inkubators ist in diesen Ansichten auch die Bildempfängerebene / der Detektor dargestellt.

| 66 kV, ohne Dummy<br>mAs | auf dem<br>Inkubatordeckel | unter dem<br>Inkubatordeckel | auf der<br>Dummyoberfläche |
|--------------------------|----------------------------|------------------------------|----------------------------|
| 2,50                     | 90                         | 80                           | 35                         |
| 2,20                     | 80                         | 65                           | 30                         |
| 2,00                     | 75                         | 60                           | 30/25                      |
| 1,80                     | 65                         | 50                           | 25                         |
| 1,60                     | 55                         | 50                           | 20                         |
| 1,40                     | 50                         | 45                           | 20                         |
| 1,25                     | 45                         | 40                           | 15                         |
| 1,10                     | 40                         | 35                           | 15                         |

| 66 kV, ohne Dummy<br>mAs | auf der Matratze | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|--------------------------|------------------|--------------------|--|
| 2,50                     | 30               | 24,2               | 20,2                                   |
| 2,20                     | 25               | 21,35              | 17,8                                   |
| 2,00                     | 20               | 19,25              | 16,1                                   |
| 1,80                     | 20               | 17,3               | 14,45                                  |
| 1,60                     | 15               | 15,25              | 12,8                                   |
| 1,40                     | 15               | 13,4               | 11,05                                  |
| 1,25                     | 15               | 11,85              | 9,8                                    |
| 1,10                     | 15               | 10,45              | 8,6                                    |

Abbildung 21: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Omnibed* I

| 66kV , 3cm H2O | unter dem Dummy | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|----------------|-----------------|--------------------|--|
| mAs            |                 |                    |  |
| 2,50           | 16,90           | 13,60              | 11,05                                  |
| 2,20           | 14,85           | 11,95              | 9,6                                    |
| 2,00           | 13,55           | 10,75              | 8,70                                   |
| 1,80           | 12,05           | 9,75               | 7,80                                   |
| 1,60           | 10,65           | 8,55               | 6,90                                   |
| 1,40           | 9,30            | 7,45               | 6,05                                   |
| 1,25           | 8,30            | 6,65               | 5,45                                   |
| 1,10           | 7,15            | 5,85               | 4,7                                    |

|                  |       |       |      |
|------------------|-------|-------|------|
| 66kV , 4,5cm H2O |       |       |      |
| mAs              |       |       |      |
| 2,50             | 13,15 | 10,50 | 7,85 |
| 2,20             | 11,50 | 9,25  | 6,90 |
| 2,00             | 10,45 | 8,30  | 6,30 |
| 1,80             | 9,30  | 7,45  | 5,60 |
| 1,60             | 8,25  | 6,65  | 5,00 |
| 1,40             | 7,25  | 5,75  | 4,35 |
| 1,25             | 6,45  | 5,15  | 3,85 |
| 1,10             | 5,55  | 4,45  | 3,30 |

|                |      |      |      |
|----------------|------|------|------|
| 66kV , 6cm H2O |      |      |      |
| mAs            |      |      |      |
| 2,50           | 9,80 | 7,80 | 5,65 |
| 2,20           | 8,55 | 6,80 | 4,9  |
| 2,00           | 7,75 | 6,15 | 4,45 |
| 1,80           | 6,95 | 5,55 | 4    |
| 1,60           | 6,15 | 4,85 | 3,55 |
| 1,40           | 5,35 | 4,30 | 3,05 |
| 1,25           | 4,80 | 3,80 | 2,7  |
| 1,10           | 4,15 | 3,30 | 2,35 |

|                  |      |      |      |
|------------------|------|------|------|
| 66kV , 7,5cm H2O |      |      |      |
| mAs              |      |      |      |
| 2,50             | 7,50 | 5,75 | 4,10 |
| 2,20             | 6,55 | 5,05 | 3,60 |
| 2,00             | 6,00 | 4,60 | 3,20 |
| 1,80             | 5,30 | 4,10 | 2,85 |
| 1,60             | 4,70 | 3,60 | 2,56 |
| 1,40             | 4,10 | 3,15 | 2,22 |
| 1,25             | 3,65 | 2,70 | 1,97 |
| 1,10             | 3,15 | 2,40 | 1,73 |

Abbildung 22: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Omnibed II*

| 66 kV, ohne Dummy<br>mAs | auf dem<br>Inkubatordeckel | unter dem<br>Inkubatordeckel | auf der<br>Dummyoberfläche |
|--------------------------|----------------------------|------------------------------|----------------------------|
| 2,50                     | 100                        | 85                           | 35                         |
| 2,20                     | 85                         | 75                           | 30                         |
| 2,00                     | 80                         | 65                           | 25                         |
| 1,80                     | 70                         | 60                           | 25                         |
| 1,60                     | 60                         | 55                           | 20                         |
| 1,40                     | 55                         | 50                           | 15                         |
| 1,25                     | 50                         | 45                           | 15                         |
| 1,10                     | 45                         | 35                           | 15                         |

| 66 kV, ohne Dummy<br>mAs | auf der Matratze | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|--------------------------|------------------|--------------------|--|
| 2,50                     | 25               | 24,35              | 19,65                                  |
| 2,20                     | 25               | 21,3               | 17,3                                   |
| 2,00                     | 20               | 19,25              | 15,55                                  |
| 1,80                     | 20               | 17,3               | 13,95                                  |
| 1,60                     | 15               | 15,25              | 12,4                                   |
| 1,40                     | 15               | 13,25              | 10,7                                   |
| 1,25                     | 15               | 11,75              | 9,65                                   |
| 1,10                     | 15               | 10,35              | 8,45                                   |

Abbildung 23: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - Vita I

| 66kV , 3cm H2O   | unter dem Dummy | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|------------------|-----------------|--------------------|--|
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 16,75           | 13,85              | 9,8                                    |
| 2,20             | 14,65           | 12,10              | 8,6                                    |
| 2,00             | 13,25           | 11,00              | 7,75                                   |
| 1,80             | 11,90           | 9,80               | 7,05                                   |
| 1,60             | 10,45           | 8,70               | 6,15                                   |
| 1,40             | 9,15            | 7,65               | 5,40                                   |
| 1,25             | 8,15            | 6,80               | 4,85                                   |
| 1,10             | 7,10            | 5,9                | 4,15                                   |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 4,5cm H2O |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 12,70           | 10,40              | 7,30                                   |
| 2,20             | 11,05           | 9,10               | 6,45                                   |
| 2,00             | 10,00           | 8,25               | 5,85                                   |
| 1,80             | 8,95            | 7,45               | 5,20                                   |
| 1,60             | 8,00            | 6,55               | 4,65                                   |
| 1,40             | 6,90            | 5,65               | 4,00                                   |
| 1,25             | 6,15            | 5,05               | 3,60                                   |
| 1,10             | 5,40            | 4,40               | 3,15                                   |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 6cm H2O   |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 9,55            | 7,55               | 5,45                                   |
| 2,20             | 8,40            | 6,65               | 4,80                                   |
| 2,00             | 7,65            | 6,00               | 4,35                                   |
| 1,80             | 6,90            | 5,40               | 3,90                                   |
| 1,60             | 6,05            | 4,80               | 3,40                                   |
| 1,40             | 5,25            | 4,15               | 3,00                                   |
| 1,25             | 4,70            | 3,65               | 2,63                                   |
| 1,10             | 4,10            | 3,20               | 2,28                                   |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 7,5cm H2O |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 7,40            | 5,60               | 3,70                                   |
| 2,20             | 6,50            | 4,90               | 3,25                                   |
| 2,00             | 5,85            | 4,45               | 2,90                                   |
| 1,80             | 5,30            | 4,00               | 2,65                                   |
| 1,60             | 4,70            | 3,55               | 2,30                                   |
| 1,40             | 4,10            | 3,10               | 2,02                                   |
| 1,25             | 3,60            | 2,68               | 1,76                                   |
| 1,10             | 3,20            | 2,34               | 1,55                                   |

Abbildung 24: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - Vita II

| 66 kV, ohne Dummy | auf dem<br>Inkubatordeckel | unter dem<br>Inkubatordeckel | auf der<br>Dummyoberfläche |
|-------------------|----------------------------|------------------------------|----------------------------|
| mAs               |                            |                              |                            |
| 2,50              | 75                         | 60                           | 35                         |
| 2,20              | 65                         | 55                           | 30                         |
| 2,00              | 60                         | 50                           | 25                         |
| 1,80              | 55                         | 45                           | 25                         |
| 1,60              | 50                         | 40                           | 20                         |
| 1,40              | 45                         | 35                           | 15                         |
| 1,25              | 40                         | 30                           | 15                         |
| 1,10              | 35                         | 25                           | 15                         |

| 66 kV, ohne Dummy | auf der Matratze | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|-------------------|------------------|--------------------|--|
| mAs               |                  |                    |  |
| 2,50              | 25               | 23,85              | 19,65                                  |
| 2,20              | 25               | 21                 | 17,3                                   |
| 2,00              | 20               | 19                 | 15,55                                  |
| 1,80              | 20               | 17                 | 13,95                                  |
| 1,60              | 15               | 15,05              | 12,4                                   |
| 1,40              | 15               | 13,15              | 10,7                                   |
| 1,25              | 15               | 11,65              | 9,65                                   |
| 1,10              | 15               | 10,15              | 8,45                                   |

Abbildung 25: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Airshields* I



| 66kV , 3cm H2O | unter dem Dummy | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|----------------|-----------------|--------------------|--|
| mAs            |                 |                    |  |
| 2,50           | 16,50           | 14,60              | 10,35                                  |
| 2,20           | 14,50           | 12,75              | 9,15                                   |
| 2,00           | 13,15           | 11,55              | 8,30                                   |
| 1,80           | 11,85           | 10,40              | 7,45                                   |
| 1,60           | 10,45           | 9,25               | 6,60                                   |
| 1,40           | 9,05            | 8,00               | 5,75                                   |
| 1,25           | 8,05            | 7,15               | 5,10                                   |
| 1,10           | 7,10            | 6,25               | 4,5                                    |

|                  |       |       |      |
|------------------|-------|-------|------|
| 66kV , 4,5cm H2O |       |       |      |
| mAs              |       |       |      |
| 2,50             | 13,25 | 11,00 | 7,70 |
| 2,20             | 11,60 | 9,75  | 6,75 |
| 2,00             | 10,50 | 8,75  | 6,20 |
| 1,80             | 9,45  | 7,90  | 5,50 |
| 1,60             | 8,40  | 7,00  | 4,90 |
| 1,40             | 7,30  | 6,10  | 4,25 |
| 1,25             | 6,40  | 5,35  | 3,80 |
| 1,10             | 5,60  | 4,70  | 3,30 |

|                |      |      |      |
|----------------|------|------|------|
| 66kV , 6cm H2O |      |      |      |
| mAs            |      |      |      |
| 2,50           | 9,30 | 8,00 | 5,65 |
| 2,20           | 8,20 | 7,00 | 4,95 |
| 2,00           | 7,45 | 6,40 | 4,55 |
| 1,80           | 6,70 | 5,75 | 4,00 |
| 1,60           | 5,90 | 5,00 | 3,55 |
| 1,40           | 5,15 | 4,40 | 3,10 |
| 1,25           | 4,55 | 3,90 | 2,72 |
| 1,10           | 4,00 | 3,40 | 2,33 |

|                  |      |      |      |
|------------------|------|------|------|
| 66kV , 7,5cm H2O |      |      |      |
| mAs              |      |      |      |
| 2,50             | 7,15 | 6,05 | 4,10 |
| 2,20             | 6,25 | 5,30 | 3,65 |
| 2,00             | 5,65 | 4,85 | 3,30 |
| 1,80             | 5,00 | 4,35 | 3,00 |
| 1,60             | 4,50 | 3,80 | 2,58 |
| 1,40             | 3,85 | 3,30 | 2,24 |
| 1,25             | 3,45 | 2,90 | 1,99 |
| 1,10             | 3,05 | 2,56 | 1,75 |

Abbildung 26: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Airshields* II

| 66 kV, ohne Dummy | auf dem Isolierdeckel | auf dem Inkubatordeckel | unter dem Inkubatordeckel           | auf der Dummyoberfläche |
|-------------------|-----------------------|-------------------------|-------------------------------------|-------------------------|
| mAs               |                       |                         |                                     |                         |
| 2,50              |                       | 110                     | 90                                  | 35                      |
| 2,20              |                       | 95                      | 80                                  | 30                      |
| 2,00              |                       | 85                      | 70                                  | 30                      |
| 1,80              |                       | 80                      | 60                                  | 25                      |
| 1,60              |                       | 70                      | 55                                  | 20                      |
| 1,40              |                       | 60                      | 50                                  | 20                      |
| 1,25              |                       | 55                      | 45                                  | 15                      |
| 1,10              |                       | 50                      | 40                                  | 15                      |
| mit Isolierdeckel |                       |                         |                                     |                         |
| 2,50              | 120                   | 100                     | 85                                  | 30                      |
| 2,20              | 105                   | 90                      | 70                                  | 25                      |
| 2,00              | 95                    | 85                      | 60                                  | 25                      |
| 1,80              | 85                    | 75                      | 55                                  | 20                      |
| 1,60              | 80                    | 60                      | 50                                  | 20                      |
| 1,40              | 65                    | 55                      | 45                                  | 15                      |
| 1,25              | 60                    | 50                      | 40                                  | 15                      |
| 1,10              | 50                    | 45                      | 35                                  | 15                      |
| 66 kV, ohne Dummy | auf der Matratze      | unter der Matratze      | auf der Filmbene / Röntgenschublade |                         |
| mAs               |                       |                         |                                     |                         |
| 2,50              | 30                    | 24,45                   | 19,05                               |                         |
| 2,20              | 25                    | 21,4                    | 16,65                               |                         |
| 2,00              | 20                    | 19,4                    | 15,05                               |                         |
| 1,80              | 20                    | 17,4                    | 13,6                                |                         |
| 1,60              | 15                    | 15,45                   | 12,05                               |                         |
| 1,40              | 15                    | 13,4                    | 10,5                                |                         |
| 1,25              | 15                    | 11,9                    | 9,3                                 |                         |
| 1,10              | 15                    | 10,35                   | 8,15                                |                         |
| mit Isolierdeckel | auf der Matratze      | unter der Matratze      | auf der Filmbene / Röntgenschublade |                         |
| mAs               |                       |                         |                                     |                         |
| 2,50              | 23,9                  | 21,3                    | 16,65                               |                         |
| 2,20              | 20,95                 | 18,65                   | 14,55                               |                         |
| 2,00              | 18,95                 | 16,85                   | 13,2                                |                         |
| 1,80              | 17,05                 | 15,2                    | 11,9                                |                         |
| 1,60              | 15                    | 13,4                    | 10,55                               |                         |
| 1,40              | 13,2                  | 11,75                   | 9,15                                |                         |
| 1,25              | 11,55                 | 10,35                   | 8,15                                |                         |
| 1,10              | 10,2                  | 9,15                    | 7,1                                 |                         |

Abbildung 27: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Caleo I*

ohne Isolierdeckel

| 66kV , 3cm H2O   | unter dem Dummy | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|------------------|-----------------|--------------------|--|
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 16,65           | 13,65              | 9,8                                    |
| 2,20             | 14,55           | 12,05              | 8,7                                    |
| 2,00             | 13,25           | 10,95              | 7,8                                    |
| 1,80             | 11,9            | 9,85               | 7,05                                   |
| 1,60             | 10,55           | 8,65               | 6,25                                   |
| 1,40             | 9,15            | 7,55               | 5,4                                    |
| 1,25             | 8,15            | 6,7                | 4,8                                    |
| 1,10             | 7,15            | 5,85               | 4,2                                    |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 4,5cm H2O |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 12,55           | 10,5               | 7,4                                    |
| 2,20             | 10,95           | 9,2                | 6,5                                    |
| 2,00             | 9,9             | 8,35               | 5,9                                    |
| 1,80             | 8,85            | 7,5                | 5,35                                   |
| 1,60             | 7,9             | 6,65               | 4,65                                   |
| 1,40             | 6,85            | 5,8                | 4,1                                    |
| 1,25             | 6,1             | 5,15               | 3,6                                    |
| 1,10             | 5,3             | 4,45               | 3,15                                   |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 6cm H2O   |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 9,6             | 7,5                | 5                                      |
| 2,20             | 8,40            | 6,6                | 4,45                                   |
| 2,00             | 7,6             | 5,95               | 4                                      |
| 1,80             | 6,85            | 5,35               | 3,6                                    |
| 1,60             | 6,1             | 4,75               | 3,15                                   |
| 1,40             | 5,35            | 4,1                | 2,75                                   |
| 1,25             | 4,7             | 3,65               | 2,4                                    |
| 1,10             | 4,1             | 3,15               | 2,1                                    |
|                  |                 |                    |  |
| 66kV , 7,5cm H2O |                 |                    |  |
| mAs              |                 |                    |  |
| 2,50             | 7,3             | 5,8                | 3,88                                   |
| 2,20             | 6,4             | 5,05               | 3,3                                    |
| 2,00             | 5,85            | 4,6                | 3                                      |
| 1,80             | 5,2             | 4,1                | 2,698                                  |
| 1,60             | 4,6             | 3,65               | 2,361                                  |
| 1,40             | 4               | 3,15               | 2,08                                   |
| 1,25             | 3,55            | 2,8                | 1,828                                  |
| 1,10             | 3,05            | 2,45               | 1,598                                  |

Abbildung 28: Dosismesswerte (in  $\mu\text{Gy}$ ) - *Caleo II*

mit Isolierdeckel

| 66kV , 3cm H <sub>2</sub> O | unter dem Dummy | unter der Matratze | auf der Filmbene /<br>Röntgenschublade |
|-----------------------------|-----------------|--------------------|--|
| mAs                         |                 |                    |  |
| 2,50                        | 14,55           | 12                 | 8,6                                    |
| 2,20                        | 12,75           | 10,6               | 7,55                                   |
| 2,00                        | 11,6            | 9,55               | 6,85                                   |
| 1,80                        | 10,4            | 8,55               | 6,15                                   |
| 1,60                        | 9,3             | 7,6                | 5,4                                    |
| 1,40                        | 8,05            | 6,6                | 4,75                                   |
| 1,25                        | 7,1             | 5,85               | 4,2                                    |
| 1,10                        | 6,25            | 5,15               | c                                      |

|                               |       |      |      |
|-------------------------------|-------|------|------|
| 66kV , 4,5cm H <sub>2</sub> O |       |      |      |
| mAs                           |       |      |      |
| 2,50                          | 10,95 | 9,2  | 6,55 |
| 2,20                          | 9,6   | 8,05 | 5,7  |
| 2,00                          | 8,75  | 7,3  | 5,15 |
| 1,80                          | 7,8   | 6,55 | 4,65 |
| 1,60                          | 6,9   | 5,8  | 4,1  |
| 1,40                          | 6,05  | 5,05 | 3,6  |
| 1,25                          | 5,4   | 4,5  | 3,1  |
| 1,10                          | 4,7   | 3,95 | 2,75 |

|                             |      |      |      |
|-----------------------------|------|------|------|
| 66kV , 6cm H <sub>2</sub> O |      |      |      |
| mAs                         |      |      |      |
| 2,50                        | 8,45 | 6,55 | 4,45 |
| 2,20                        | 7,45 | 5,8  | 3,9  |
| 2,00                        | 6,7  | 5,2  | 3,5  |
| 1,80                        | 6    | 4,7  | 3,15 |
| 1,60                        | 5,35 | 4,1  | 2,8  |
| 1,40                        | 4,65 | 3,6  | 2,4  |
| 1,25                        | 4,1  | 3,2  | 2,15 |
| 1,10                        | 3,6  | 2,8  | 1,85 |

|                               |      |       |       |
|-------------------------------|------|-------|-------|
| 66kV , 7,5cm H <sub>2</sub> O |      |       |       |
| mAs                           |      |       |       |
| 2,50                          | 6,45 | 5,1   | 3,3   |
| 2,20                          | 5,6  | 4,5   | 2,85  |
| 2,00                          | 5,1  | 4,1   | 2,645 |
| 1,80                          | 4,55 | 3,65  | 2,344 |
| 1,60                          | 4,1  | 3,2   | 2,072 |
| 1,40                          | 3,5  | 2,8   | 1,817 |
| 1,25                          | 3,05 | 2,423 | 1,588 |
| 1,10                          | 2,75 | 2,15  | 1,397 |

Abbildung 29: Dosismesswerte (in µGy) - *Caleo* III

# Meine akademischen Lehrer/-innen

## **In Marburg:**

Arnold, Aumüller, Basler, Baum, Bien,  
Berger, Bertalanffy, Cetin, Daut, Engel, Eschenbach, Feuser, Fruhstorfer, Fuhrmann, Ganz, Gemsa, Geus, Göke, Görg C., Görg K., Gotzen, Gressner, Grimm, Griss, Grzeschik, Gudermann, Haas, Habermehl, Happle, Hasilik, Havemann, Hesse, Heubel, Hofbauer, Holst, Hoyer, Huffmann, Joseph, Kaffarnik, Kann, Kern, Klose, Kleine, Klenk, Klingmüller, Koolman, Krause, Kretschmer, Krieg, Kroll, Kuhn, Lange, Lenz, Leppek, Lill, Liss, Lohoff, Löffler, Lorenz, Maisch, Mennel, Moll, Moosdorf, Mueller, Oertel, Peters, Pfab, Schäfer, Remschmidt, Renz, Richter, Riedmiller, Roeper, Röhn, Rothmund, Schachtschabel, Schmidt, Schnabel, Schulz, Seitz, Seyberth, Siegel, Simon, Steiniger, Vogelmeier, Voigt, Weihe, Werner, Westermann.

## **In Luxemburg:**

Heuschling, Kies, Mestres, Seck, et.al.

## **In Brüssel:**

Carlier, Courtoy, Denef, Darras, Goffinet, Heglund, Pestiex, et al.

## **Danksagung:**

Mein Dank gilt meiner Mutter, die mir in vielen Situationen zu Studienzeiten und auch danach stets eine wichtige Stütze war. Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. V. Klingmüller, der mich in dieser Arbeit über den langen Zeitraum bis zur fertigen Version auch nach seiner Emeritierung umfangreich begleitet hat. Sowie Herrn Dipl. Ing. Petar Penchev von der Fachhochschule Gießen für die hervorragende Zusammenarbeit bei der Umsetzung der Computersimulation.

## **Erklärung über die selbstständige Anfertigung der Dissertation:**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel "Röntgenuntersuchungen von Frühgeborenen in modernen Inkubatoren - Eine dosimetrische und qualitative Evaluation" in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Marburg - Sektion Kinderradiologie unter Leitung von Professor Mahnken mit Unterstützung durch das Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz in der Technischen Hochschule Mittelhessen unter der Leitung von Prof. Fiebich ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt. Eine Veröffentlichung der Arbeit soll folgen.